



**UNIVERSIDAD NACIONAL  
AUTÓNOMA DE MÉXICO**



**FACULTAD DE ESTUDIOS SUPERIORES DE ARAGÓN**

**DISEÑO MECÁNICO DE UN EXOESQUELETO ROBÓTICO PARA  
REHABILITACIÓN DE MUÑECA**

TESIS  
QUE PARA OPTAR POR EL TÍTULO DE:  
INGENIERA MECÁNICA

PRESENTA:  
DIANA MARTÍNEZ DÍAZ

DIRECTOR DE LA TESIS  
DR. MIGUEL ÁNGEL PADILLA CASTAÑEDA

Ciudad Nezahualcótl, Estado de México, Agosto 2018



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

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

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

## **Agradecimientos**

*A mis padres, Lucía y Nazario, quienes me apoyaron y dieron ánimos para continuar con mis estudios universitarios y poder emprender este proyecto.*

*A mis hermanos Sergio, Maricruz y Elizabeth por escucharme y ayudarme siempre que se me ha presentado alguna dificultad.*

*A mis tíos y primos más cercanos, porque durante mi estancia en la universidad han estado a mi lado.*

*A mis amigos porque me exhortaban a finalizar lo empezado cuando comenzaba a dudar en continuar.*

*A mi asesor, el Dr. Miguel Ángel Padilla Castañeda por aceptarme en su equipo de trabajo y brindarme la oportunidad de desarrollar este trabajo de tesis.*

*Al M. en D. Salvador Pérez Lomelí, quien me asesoró en el uso y diseño de Autodesk Inventor.*

*Al M. en I. Alberto Reyes Solís y Dr. José A. Sousa Jiménez por su asesoría en el método teórico para el análisis de carga estática y carga dinámica del dispositivo diseñado.*

*También agradezco a la M. en Arq. Patricia Díaz Pérez y a la M. en I. María de Lourdes Marín Emilio por sus valiosas aportaciones al revisar mi trabajo.*

*Al Laboratorio Nacional de Manufactura Aditiva, Digitalizada 3D y Tomografía Computarizada (MADiT), en especial al Dr. Alberto Caballero Ruiz.*

*Al apoyo recibido por parte de UNAM, PAPIIT-TA100218 y UNAM, PAPIME-PE109018; así como al programa de becas internas ICAT, UNAM.*

# ÍNDICE

INTRODUCCIÓN.....	5
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	7
JUSTIFICACIÓN.....	8
OBJETIVOS .....	9
1. CLARIFICACIÓN DE LA TAREA.....	9
1.1. Necesidad.....	9
1.1.1. Artritis Reumatoide.....	13
1.2. Población de pacientes usuarios.....	17
1.2.1. Antropometría de población latinoamericana.....	18
1.2.2. Técnicas de Rehabilitación no Farmacológica Actualmente Empleadas para rehabilitación de la muñeca.....	20
1.3. Anatomía de la Muñeca.....	21
1.3.1. Planos Anatómicos .....	21
1.3.2. Articulaciones de la Muñeca.....	23
1.4. Cinemática de la Muñeca.....	27
1.4.1. Pronación - Supinación .....	27
1.4.2. Flexión – Extensión .....	27
1.4.3. Desviación Radial (Abducción) – Desviación Cubital (Aducción).....	28
1.5. Productos de Apoyo.....	29
1.6. Estado del Arte.....	32
2. DISEÑO CONCEPTUAL.....	34
2.1. Metodología de Diseño.....	34
2.2. Parámetros o Especificaciones de Diseño .....	38
2.3. Propuestas de Solución por Subsistemas.....	42
2.3.1. Sistema para movimiento Pronación-Supinación.....	42
2.3.2. Sistema para movimiento Desviación radial-Desviación cubital .....	44
2.3.3. Sistema para movimiento Flexión-Extensión.....	45
2.3.4. Base para el ensamble.....	46
2.3.5. Soporte para el antebrazo.....	47

3. DISEÑO PRELIMINAR .....	48
3.1. Integración de los subsistemas .....	48
4. DISEÑO DE DETALLE.....	54
4.1. Selección de Material.....	54
4.2. Piezas, adquisición y manufactura .....	58
4.3. Análisis de la Estructura.....	61
4.3.1. Análisis de carga estática .....	61
4.3.2. Reacciones en Rodamientos y Par mínimo requerido del motor .....	78
4.4. Transmisiones.....	94
5. RESULTADOS .....	98
5.1. Análisis de Esfuerzos en programa CAD.....	98
6. TRABAJOS FUTUROS .....	106
CONCLUSIONES .....	107
REFERENCIAS.....	108
ANEXOS .....	111
I. Ensamble general del exoesqueleto para rehabilitación .....	112
II. Hoja de datos del ABS-M30.....	113
III. Motor EC 45, Brushless .....	114
IV. Motor EC-i-40, Brushless para Pronosupinación .....	115
V. Seguros para ejes según el diámetro de eje. ....	116

## INTRODUCCIÓN

El presente documento describe el proceso para diseñar y manufacturar un dispositivo robótico para rehabilitación de muñeca para personas con discapacidad articular, derivada de enfermedades reumáticas que limitan la capacidad funcional del paciente en extremidades superiores.

La mayoría de estas son causadas principalmente por enfermedades crónicas o por edad avanzada. Siendo la población de adultos mayores la que presenta un mayor porcentaje de discapacidad.

Toma en cuenta que actualmente la población mexicana está conformada principalmente por jóvenes de 22 años o menos y que de acuerdo con información recabada por la OMS, para los años venideros, la población de adultos mayores se incrementará hasta en un 73%. El incremento de adultos mayores nos lleva a prever el crecimiento en la demanda de rehabilitación física, principalmente para extremidades superiores e inferiores.

Dentro de la clasificación sobre discapacidades que proporciona el INEGI, mover o usar sus brazos se ubica en la posición número cuatro, por lo tanto, la investigación y diseño de tecnologías que ayuden a mejorar la calidad de vida de pacientes que se encuentran bajo estas circunstancias sea viable.

El diseño se simuló en un programa CAD con base en la antropometría de la población latinoamericana, de tal manera que se pueda visualizar la generación de los tres grados de libertad esperados.

El dispositivo robótico que a continuación se plantea tiene como objetivo funcional permitir que una persona, con atrofia en la muñeca, realice ejercicios que asemejen los movimientos naturales en una persona sana.

La descripción de este proyecto se ha organizado en seis apartados:

En el primero se describe la anatomía y cinemática de la muñeca, así como lo referente a dispositivos generados para la rehabilitación de esta extremidad.

En el segundo se aclaran las necesidades de paciente y especialistas de rehabilitación para determinar las especificaciones de diseño ingenieril a cubrir. Indicando las primeras propuestas de diseño que den una solución a los parámetros planteados.

En el tercero se integran todas las ideas de diseño para obtener una solución, que sea la más óptima.

En el cuarto tenemos la descripción del diseño final y los análisis estructurales correspondientes para la manufactura y ensamble de cada una de las piezas.

En el quinto se generó la simulación de elemento finito, en el programa Autodesk Inventor, para piezas clave. Se manufacturaron las piezas y se ensamblaron para el prototipo con el que se iniciarán pruebas y control de movimientos.

En el sexto y último apartado, se plantea el trabajo futuro. Donde se puntualizan las mejoras a realizar en el sistema y otras posibles aplicaciones en el ámbito de salud y simulación virtual.

## PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El porcentaje de envejecimiento de la población mundial crece considerablemente, mientras que su contraparte más joven disminuye. Entre los años 1950 y 1980 el porcentaje de adultos mayores se mantuvo en 8 % con respecto a la población mundial, para el año 2000 subió a 10%. Para el 2030 se prevé ascienda a 16.6% y en 2050 llegue hasta un 21.4 %.

De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud, se espera que para el año 2050 la población de adultos mayores aumente en un 73% con respecto al porcentaje actual de adultos mayores. La población de adultos mayores es una de las que presenta mayores problemas de salud y mayor porcentaje de discapacidad, requiriendo de la ayuda de otras personas o de algún dispositivo médico para realizar sus actividades diarias, sumar a esto que son reclusos en asilos o pasando estadías prolongadas en hospitales.

La pérdida de movimiento en extremidades superiores e inferiores son temas de actual interés tanto en instituciones de salud como en centros de investigación multidisciplinarios, sin embargo, gran cantidad de los estudios se realizan en el extranjero.

Es por ello que su adquisición o uso, en América y aún más en México, tiene costos sumamente elevados además de que estos dispositivos han sido generados para una población con características antropométricas diferentes a nuestra población.

Es por lo tanto que se busca desarrollar con el apoyo del Instituto de Ciencias Aplicadas y Tecnología (ICAT) el diseño y prototipo mecánico de un exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior que permita a una persona con pérdida de movimiento en la muñeca, reproducir los movimientos angulares de la misma, mediante un dispositivo diseñado con base a la antropometría de la población Latinoamericana que pueda ser adquirido por las instituciones con centros de rehabilitación a los que la mayor parte de la población acude.



## JUSTIFICACIÓN

El desarrollo del dispositivo será una base para una nueva línea de investigación en la Unidad de Investigación y Desarrollo Tecnológico del ICAT-UNAM en el Hospital General **de México "Dr. Eduardo Liceaga"**, generando temas de tesis para estudiantes de todas las áreas que buscan aplicar los conocimientos adquiridos durante su carrera.

El prototipo permitirá realizar pruebas de sujetos sanos y posteriormente de personas con discapacidad de movilidad en las muñecas. Los datos registrados de dichas pruebas podrán ser analizados para dar un pronóstico al paciente y de su evolución en las sesiones de terapia. Cabe mencionar que la colaboración con el Hospital en casos de pacientes con artritis y espasticidad lo hace un sistema de gran importancia.

Los doctores lo visualizan como una gran alternativa de terapia debido a la disponibilidad de personal con el que se cuenta, de igual forma, consideran que será motivacional para el paciente experimentar con algo diferente a lo que han estado tratando.

## OBJETIVOS

### General

Diseño mecánico de un exoesqueleto para rehabilitación, capaz de reproducir el movimiento de Pronación-Supinación de la mano y los movimientos angulares de la muñeca Flexión-Extensión y Abducción-Aducción.

### Específico

Del diseño final, crear un prototipo con un mecanismo ligero, reversible, poca sensación de inercia, mediante la adecuación de un sistema de transmisión por cable, controlando con ello los ángulos de movimiento de los 3 grados de libertad del dispositivo de manera segura.

## 1. CLARIFICACIÓN DE LA TAREA

### 1.1. Necesidad

De acuerdo con datos de la Organización de las Naciones Unidas (ONU), mundialmente en el 2015 había 7 mil millones de habitantes, de los cuales más de mil millones vivían con alguna discapacidad, el 80% de ellos concentrados en países en vías de desarrollo.

En el mismo año, la Organización Mundial de la Salud (OMS) alertó que la discapacidad aumentaría en los próximos años por el envejecimiento de la población y el incremento de las enfermedades crónicas.

**“Una persona con discapacidad es una persona que presenta restricciones en la clase o en la cantidad de actividades que puede realizar, debido a dificultades corrientes causadas por una condición física o mental permanente o mayor a seis meses”. (Definición de discapacidad recomendada por Naciones Unidas a través de la OMS, XII Censo de población y vivienda 2000)**

En México, en el año 2010, la OMS calculó una población con discapacidad del 14%, esto indica que aproximadamente más de 16.5 millones de mexicanos padecían alguna discapacidad física o mental.

De acuerdo con información recabada por el Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI), 2014, en la Encuesta Nacional de la Dinámica Demográfica (ENADID), en México había cerca de 120 millones de personas, de los cuales 7.2 millones reportaron tener

dificultad para realizar algunas de las actividades básicas por las que se les cuestionó, 15.9 millones tienen dificultades moderadas para realizar las mismas actividades y 96.6 millones de personas dijeron no tener ninguna dificultad para realizar dichas actividades.

La estructura por edad de la población con discapacidad muestra una mayor concentración en los adultos mayores.

### Estructura de la población, por sexo y condición de discapacidad según grupo quinquenal de edad 2014.

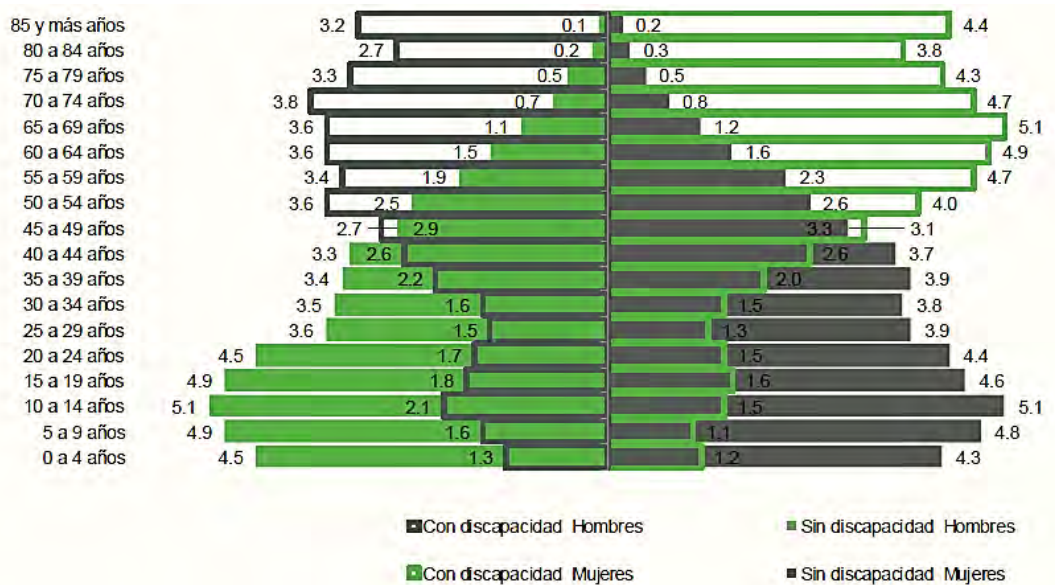
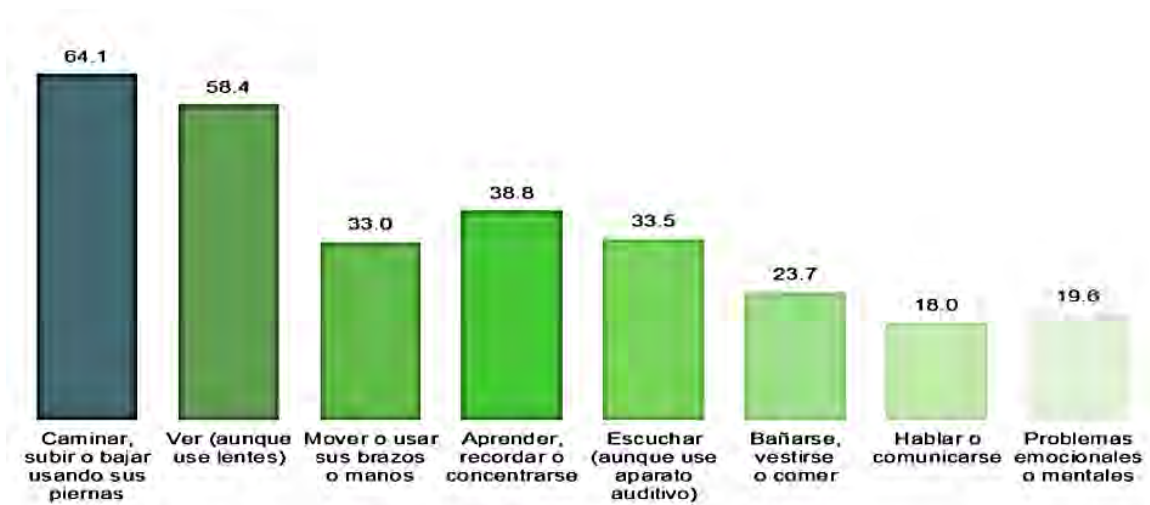


Figura 1. Estructura de la población, por sexo y condición de discapacidad según grupo quinquenal de edad 2014. Fuente: INEGI. Encuesta Nacional de la Dinámica Demográfica (ENADID), 2014. Base de datos

De acuerdo con la figura 1, los grupos más afectados por una discapacidad son las personas que participan en una actividad laboral y los adultos mayores.

Para su estudio, el INEGI, a partir de la ENADID divide la discapacidad en los siguientes tipos:

- Caminar, subir o bajar usando sus piernas
- Ver (aunque use lentes)
- Mover o usar sus brazos o manos
- Aprender, recordar o concentrarse
- Escuchar (aunque use aparato auditivo)
- Bañarse, vestirse o comer
- Hablar o comunicarse
- Problemas emocionales o mentales



**Figura 2. Porcentaje de población con discapacidad, por tipo de discapacidad 2014**

Fuente: INEGI. Encuesta Nacional de la Dinámica Demográfica 2014. Base de Datos.

**Tabla 1. Porcentaje de población con discapacidad, por tipos de discapacidad según grupos de edad.**

Fuente: INEGI. Encuesta Nacional de la Dinámica Demográfica 2014. Base de Datos.

Tipos de discapacidad	Grupos de Edad			
	0 a 14 años	15 a 29 años	30 a 59 años	60 años y más
Caminar, subir o bajar usando sus piernas	36.2	32.1	56.2	81.3
Ver (aunque use lentes)	26.9	44.6	58.2	67.2
Mover o usar sus brazos o manos	14.1	18.2	28.5	42.7
Aprender, recordar o concentrarse	40.8	31.5	32.1	44.6
Escuchar (aunque use aparato auditivo)	13.4	18.5	24.2	46.9
Bañarse, vestirse o comer	37.4	16.5	14.5	29.3
Hablar o comunicarse	45.6	28.5	13.4	14.0
Problemas emocionales o mentales	26.6	28.0	20.1	16.3

Nota: Una persona puede tener más de una discapacidad por lo que la suma de los tipos de discapacidad para cada grupo de edad supera el 100 %.

Analizando los datos de la Figura 2 y la Tabla 1, observamos que los tipos de discapacidad más frecuentes son: Caminar, subir o bajar usando sus piernas; ver, aunque use lentes; mover o usar sus brazos o manos; y aprender, recordar o concentrarse.

Las principales causas para todos los tipos de discapacidad son: por Enfermedad o por Edad Avanzada. En la Tabla 2, podemos observar la información estadística obtenida por

el INEGI a partir de la ENADID 2014 con respecto a las principales causas de discapacidad.

**Tabla 2. Distribución porcentual de discapacidades, por tipo de discapacidad según causa de la discapacidad 2014.** Fuente: INEGI. Encuesta Nacional de la Dinámica Demográfica 2014. Base de Datos.

Tipo de discapacidad	Total	Enfermedad	Edad Avanzada	Nacimiento	Accidente	Violencia	Otra causa
Estados Unidos Mexicanos	100.0	41.3	33.1	10.7	8.8	0.6	5.5
Caminar, subir o bajar usando sus piernas	100.0	49.0	25.1	5.8	16.2	0.3	3.6
Ver (aunque use lentes)	100.0	44.3	36.7	9.1	5.6	0.2	4.1
Mover o usar sus brazos o manos	100.0	47.8	29.1	6.1	14.1	0.4	2.5
Aprender, recordar o concentrarse	100.0	27.5	48.7	13.2	3.3	1.0	6.3
Escuchar (aunque use aparato auditivo)	100.0	26.9	49.6	9.3	6.3	0.8	5.1
Bañarse, vestirse o comer	100.0	45.6	25.9	10.1	9.5	0.4	2.5
Habla o comunicarse	100.0	34.6	19.9	31.8	3.6	0.6	9.5
Problemas emocionales o mentales	100.0	45.5	16.9	18.1	4.2	2.4	12.9

Por cada 100 personas con discapacidad, 41 la adquieren por enfermedad crónicas, 33 por edad avanzada, 11 por nacimiento, 9 por accidente, 5 por otra causa y uno por violencia.

Mover o usar sus brazos o manos se encuentra en el lugar número cuatro siendo una de las discapacidades más frecuentes y que implica la ayuda de otra persona o de algún dispositivo médico para poder realizar actividades cotidianas, teniendo un mayor impacto en la población de Adultos Mayores (60 años y más).

De acuerdo con información de la OMS sobre enfermedades cardiovasculares, la primera causa de incapacidad motora y una de las tres primeras causas de muerte, es:

- Accidente cerebrovascular: Frecuentemente, produce un déficit neurológico que afecta a una función cerebral. Dependiendo de la zona cerebral afectada, puede llevar a la hemiplejía, parálisis única de los brazos, parálisis facial, etc.

Otros factores causantes de discapacidad física son:

- Parálisis Cerebral Infantil: Causa más frecuente de discapacidad motriz en niños.
- Poliomielitis: Enfermedad causada por un virus que invade el sistema nervioso y puede causar parálisis. Es más frecuente en menores de 5 años.

- Reumatismo: Grupo de enfermedades que afectan entre otras cosas el sistema músculo-esquelético, en particular causando anquilosamiento de las articulaciones. Dentro de las enfermedades reumáticas más comunes, tenemos: artritis reumatoide, artrosis, espondilitis anquilosante, gota, etc.
- Anemia: Trastorno de la sangre que afecta los glóbulos rojos. Puede manifestarse como una disminución en la movilidad y la resistencia física.
- Enfermedades neurodegenerativas: Esclerosis, Parkinson, etc.
- Hemiplejia (parálisis de medio cuerpo, parte superior): Resultado de accidentes cerebrovasculares, enfermedades que afecten la espina dorsal o hemisferios cerebrales.

Existen muchas más enfermedades que pueden llegar a limitar la movilidad de los miembros superiores y otras extremidades. Pero es difícil tratar de orientar el dispositivo a todas ellas, ya que cada una posee características diferentes que incluso podrían interferir una con otra.

Es por eso que con el apoyo de especialistas de la Unidad de Reumatología del Hospital General de México Dr. Eduardo Liceaga, la población de pacientes con estas características, se redujo a pacientes con Artritis reumatoide, siendo estos los casos más frecuentes que se presentan para diagnóstico y tratamiento en el Hospital.

La artritis reumatoide es un problema de salud a nivel mundial, debido a su alta prevalencia y a sus graves consecuencias funcionales y alto impacto económico y social. En México, se estima que la artritis reumatoide tiene una prevalencia del 1.6%, afectando a la población con mayor capacidad laboral y productiva (11 de octubre 2017, [almomento.mx](http://almomento.mx)).

### **1.1.1. Artritis Reumatoide**

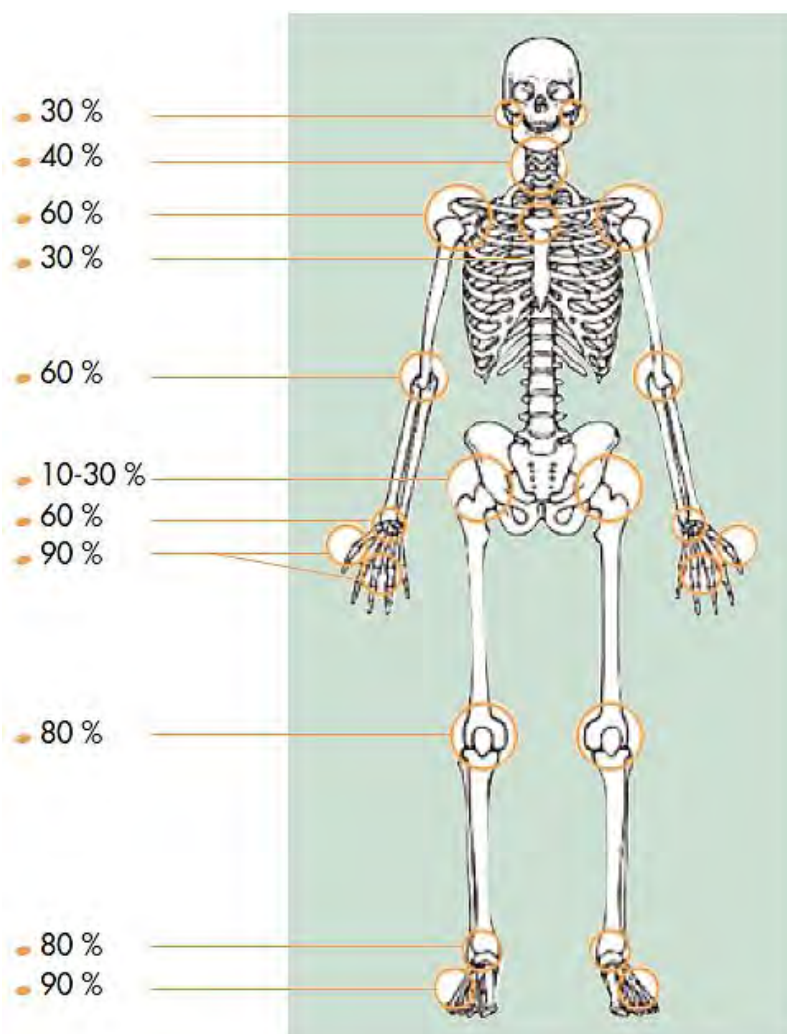
La artritis reumatoide es una enfermedad crónica degenerativa e inflamatoria de las articulaciones. Provoca daños en cartílago, huesos, tendones y ligamentos, de no ser tratada apropiadamente, puede causar incapacidad permanente.

De acuerdo con el Instituto Nacional de Estadística y Geografía, en México tres mujeres por cada hombre padecen artritis reumatoide. Más de seis millones de hogares en México dependen de una mujer, por lo que no sólo afecta a quienes la padecen sino todo su entorno.

Los síntomas generales son:

- Inflamación simétrica de articulaciones
- Dolor articular
- Rigidez matutina
- Sensación de calor
- Enrojecimiento e hinchazón en las zonas afectadas

En el escrito Artritis reumatoide: Información para pacientes y familiares, del Dr. Manuel Romero jurado, resaltan las articulaciones afectadas por esta enfermedad por orden de frecuencia (figura 3). Las articulaciones más afectadas son las de manos y pies (90%), tobillos y rodillas (80%), hombros y articulaciones acromioclaviculares (60%), los codos y las muñecas (60%), articulaciones de la región cervical de la columna vertebral (40%), las articulaciones temporomandibulares y esternoclaviculares (30%), las caderas y las articulaciones cricoaritenoideas (de la laringe, donde están las cuerdas bucales) (10%).



**Figura 3. Articulaciones afectadas por Artritis reumatoide.**

Fuente: Artritis Reumatoide: Información para pacientes y familiares. Dr. Manuel Romero Jurado.



**Figura 4. Articulaciones de la mano afectadas por Artritis reumatoide.**

Fuente: Artritis Reumatoide: Información para pacientes y familiares. Dr. Manuel Romero Jurado.

Las articulaciones de las manos son unas de las que a menudo se ven comprometidas por la artritis reumatoide (Figura 4). En esta enfermedad, las lesiones suelen presentarse de forma simétrica para ambas manos y muñecas.

Conforme la enfermedad avanza, las afectaciones de las muñecas entorpecen tanto su flexión como su extensión. Teniendo gran impacto en la vida cotidiana de la persona al entorpecer actividades que solían ser sencillas.

### **1.1.3. Síndrome de Túnel Carpiano**

En las fases más avanzadas, debido a la inflamación de la muñeca, se comprime el nervio mediano, manifestándose como pérdida de sensibilidad o sensación de ardor y hormigueo en la cara anterior de los dedos pulgar, índice y corazón, con entumecimiento y debilidad de la mano.

### **1.1.4. Desviación de las muñecas**

Las muñecas pueden mostrar desviación hacia afuera, hacia adentro, hacia las palmas o hacia el dorso de las manos. Y de manera independiente, puede presentarse el llamado "signo de la tecla", en el que el extremo del hueso cubital sobresale hacia el dorso de la muñeca.



## 1.1.5. Evolución de la Enfermedad

### 1º Periodo de inicio:

En esta fase comienzan a verse los primeros síntomas.

- Dolor, inflamación, afectación articular simétrica, fiebre y escalofríos.

### 2º Periodo de estado:

Se afirman las características típicas de la patología.

- Sinovitis: se manifiesta a través del dolor que aumenta con la presión y con el movimiento.
- Tumefacción: disminución de la movilidad, aumento de temperatura en la articulación por la inflamación y rigidez articular.

### 3º Periodo de secuelas:

- En esta fase el cartílago articular y el hueso que se encuentra debajo de él se ha destruido (Figura 5), por lo que la articulación adoptará una postura antiálgica para evitar el dolor. Debido al dolor y a la rigidez de las fases anteriores la musculatura se encontrará atrofiada.
- 



**Figura 5. Artritis Reumatoide, etapa tardía en la mano.**

Fuente: Boletín Epidemiológico: Artritis Reumatoide su Impacto Social y Económico.

Si el tratamiento se efectúa en las fases iniciales, es posible prevenir estas complicaciones y su impacto negativo en la calidad de vida de las personas.

Las personas afectadas necesitan ayuda profesional para rehabilitarse. Actualmente la mayoría de los centros o instituciones de rehabilitación a los que estas personas acuden cuentan sólo con tratamientos en los que las extremidades del paciente son manipuladas manualmente, estando de forma pasiva y sin un estímulo neurológico. Tratamiento que puede llegar a ser tedioso y no siempre se tienen los resultados esperados debido a que las sesiones suelen ser cortas y de baja intensidad: de una a dos horas, dos o tres veces a la semana.

De acuerdo con la OMS, para el año 2050 se incrementará en un 73% la población de adultos mayores en los países industrializados. Y considerando los datos estadísticos de personas discapacitadas proporcionados por el INEGI, podemos prever un incremento en la demanda de rehabilitación para estas personas. Es por ello que esta área de investigación en ingeniería debería crecer, ya que lo que se busca es facilitar e incrementar el nivel de vida de la sociedad con este tipo de dispositivos, innovadores y de fácil acceso para la mayor parte de la población.

La prevalencia de la artritis reumatoide en México es de 1.6%, siendo la primera causa de morbilidad en la población en general, y de atención en el servicio de reumatología en hospitales de segundo nivel.

En el documento **“Artritis reumatoide en el paciente mayor”** de J. Alberto Barragán Garfias, se menciona que la prevalencia de la enfermedad varía en base a la región de estudio y la edad de inicio de la enfermedad, considera entre 0.5 y 1% en pacientes menores de 60 años y 2% en personas mayores de 60 años con una mayor prevalencia en el género masculino.

El tratamiento adecuado puede aliviar notablemente las manifestaciones de la artritis, reducir e incluso frenar la inflamación y prevenir las secuelas de las fases avanzadas de la enfermedad.

## **1.2. Población de pacientes usuarios**

El dispositivo de rehabilitación será dirigido a la población de adultos mayores (60 años y más), esto considerando que son las personas que representan un mayor porcentaje de discapacidad y que es la población que más se incrementa. Ascendiendo también la demanda de rehabilitación para ellos.

El mecanismo será dimensionado con base en la antropometría de la población latinoamericana en el rango de edad establecido.

Como se ha planteado, el desarrollo del proyecto será dirigido a la población con discapacidad para mover o usar los brazos o manos causadas por la artritis reumatoide. Estas personas deben recibir terapia farmacológica y no farmacológica. De forma complementaria, a veces se recurre a la cirugía.

La terapia no farmacológica consiste en reposo y la realización de ejercicios destinados a mejorar la flexibilidad de las articulaciones afectadas. A menudo se indica el seguimiento de técnicas de fisioterapia.

### 1.2.1. Antropometría de población latinoamericana

Es necesario conocer las características físicas de la población hacia la que se está dirigiendo el dispositivo de rehabilitación. La antropometría es la ciencia que encargada de medir las características físicas y funcionales del cuerpo humano.

Como sabemos, cada individuo tiene diferentes rasgos físicos, sin embargo, los datos obtenidos por estudios antropométricos establecen características estándar de la población estudiada.

Se tomará como base la información recopilada por la Universidad de Guadalajara y en el escrito "Dimensiones Antropométricas Población Latinoamericana: México-Cuba-Colombia-Chile-Venezuela".

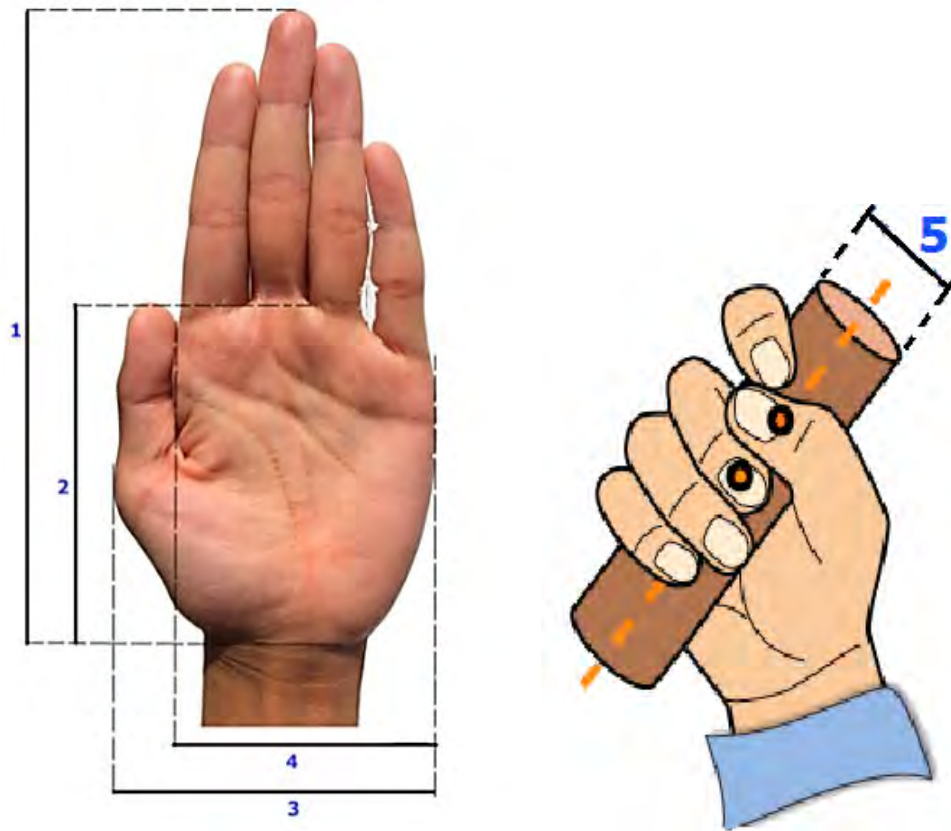
El sistema está enfocado a los miembros superiores, por lo tanto las medidas antropométricas que se considerarán son las de la mano (Figura 6), éstas ayudarán para que el dispositivo sea usado por cualquier paciente en este rango de edad sin importar su tipo somático (forma física del cuerpo).

**Tabla 3. Dimensiones antropométricas a considerar.**

**Fuente: Dimensiones Antropométricas Población Latinoamericana: México-Cuba-Colombia-Chile-Venezuela**

DIMENSIONES	MUJERES 60-90 Años				HOMBRES 60-90 Años			
	$\bar{X}$	5	50	95	$\bar{X}$	5	50	95
Masa (Kg)	65.35	44.1	63.7	86.6	70.3	48.1	68	92.5
Estatura (mm)	1506	1398	1500	1615	1632	1519	1635	1746
[1] Longitud de la Mano (mm)	170	157	170	184	182	165	184	200
[2] Longitud de la Palma de la Mano (mm)	98	89	97	106	105	95	104	114
[3] Anchura de la mano (mm)	95	84	95	107	105	94	104	116
[4] Anchura palma de la mano (mm)	77	71	77	84	86	79	86	94
[5] Diámetro de Empuñadura (mm)	42	36	43	49	44	38	44	51

**Nota: Los percentiles resaltados con gris son los de relevancia para el presente proyecto.**



**Figura 6. Dimensiones antropométricas de la mano.** Nota: 1) Longitud de la mano; 2) Longitud de la palma de la mano; 3) Anchura de la mano; 4) Anchura de la palma de mano; 5) Diámetro de empuñadura.

El conocer el peso y centro de gravedad de uno de los segmentos del cuerpo es poco preciso y costoso. Es por esto que se utilizaran los datos del estudio de Dempster (1955) y Clauser (1969), uno de los más empleados en estudios biomecánicos, (Tabla 3).

**Tabla 4. Parámetros Inerciales determinados por Dempster (1955) y Clauser (1969).**

Fuente: Parámetros Inerciales para el modelado biomecánico del cuerpo humano, Soto, V.M. y Gutiérrez, M. (1996)

SEGMENTO	MASA	CG
Cabeza y Cuello	7.3%	46.40%
Tronco	50.7%	38.03%
Brazo	2.6%	51.30%
Antebrazo	1.6%	38.96%
Mano	0.7%	82.00%
Muslo	10.3%	37.19%
Pantorrilla	4.3%	37.05%
Pie	1.5%	44.90%

Nota: Los datos resaltados con gris son los de relevancia para el presente proyecto.

La masa de cada segmento se encuentra expresada como un porcentaje de masa total del sujeto. El *centro de gravedad* (CG) está expresado como el porcentaje de la longitud total del miembro.

$$m_{segmento} = \frac{(m_T)(\%m_{segmento})}{100\%}$$

### 1.2.2. Técnicas de Rehabilitación no Farmacológica Actualmente Empleadas para rehabilitación de la muñeca

La rehabilitación de la mano consiste en un tratamiento efectuado por un terapeuta ocupacional o un fisioterapeuta cuya finalidad es restablecer el movimiento de las articulaciones y el deslizamiento de los tendones, mediante las siguientes estrategias.

- **Reeducación articular:** Para prevenir la rigidez de las articulaciones.

*Cinesiterapia pasiva* de las manos, sobre todo en sentido inverso de las deformaciones.

*Cinesiterapia activa* con el paciente efectuando movimientos por sí solo.

*Cinesiterapia activa asistida* cuando el paciente tiene movilidad pero dificultad en realizar los movimientos por sí solo.

- **Reeducación Muscular:**

Se realiza un trabajo isométrico con resistencias manuales adaptadas, manteniendo las contracciones unos segundos. Debe ser indolora y no provocar sensación de cansancio.

- **Reeducación global:**

Se trabaja realizando ejercicios dirigidos hacia la funcionalidad de la articulación, enfocados a mejorar las actividades cotidianas.

En los tres casos, los ejercicios a realizarse, sean pasivos, activos o activos asistidos consisten en:

- Flexo-extensión de la muñeca (FE)
- Prono-supinación de la muñeca (PS)
- Desviación radio-cubital o aducción-abducción de la muñeca (AA)

Para la realización de los ejercicios es necesario que el paciente deba estar en posición sentado con el antebrazo apoyado e inmovilizado sobre la mesa en supinación.

### **1.3. Anatomía de la Muñeca**

En el cuerpo humano, los músculos son los encargados de generar la fuerza y el movimiento que será aplicado a los huesos. Los huesos son quienes proporcionan la estructura y el soporte del cuerpo humano, de igual forma restringe y limita el movimiento que puede desarrollar el cuerpo. De aquí la importancia de conocer la anatomía del cuerpo, y para el óptimo desarrollo de nuestro diseño es de suma importancia saber cuáles son los huesos y músculos involucrados en los movimientos que se desarrollan en la muñeca.

#### **1.3.1. Planos Anatómicos**

Para el estudio anatómico del cuerpo, se utilizan tres planos que se intersectan entre sí dando la posición anatómica.

Un individuo en posición anatómica (fig. 7), se encuentra de pie frente al observador, con los miembros inferiores (piernas) juntos, los pies paralelos apuntando hacia adelante, los miembros superiores (brazos) colgados, pegados al tronco, con las palmas de las manos vueltas hacia adelante.



**Figura 7. Posición anatómica del cuerpo humano.**

Bajo las condiciones anteriores, los planos anatómicos (fig. 8) dividen al cuerpo de la siguiente forma:

**Frontal o Coronal:** Divide al cuerpo en zonas anterior (trasera) y posterior (delantera).

**Anteroposterior o Sagital:** Están orientados verticalmente, perpendicular al plano coronal. Pas por la línea media, cortando al cuerpo de arriba hacia abajo y de atrás hacia adelante. Divide el cuerpo en las zonas izquierda y derecha.

**Transversal, Horizontal o Axial:** Divide al cuerpo en zona Superior e Inferior.

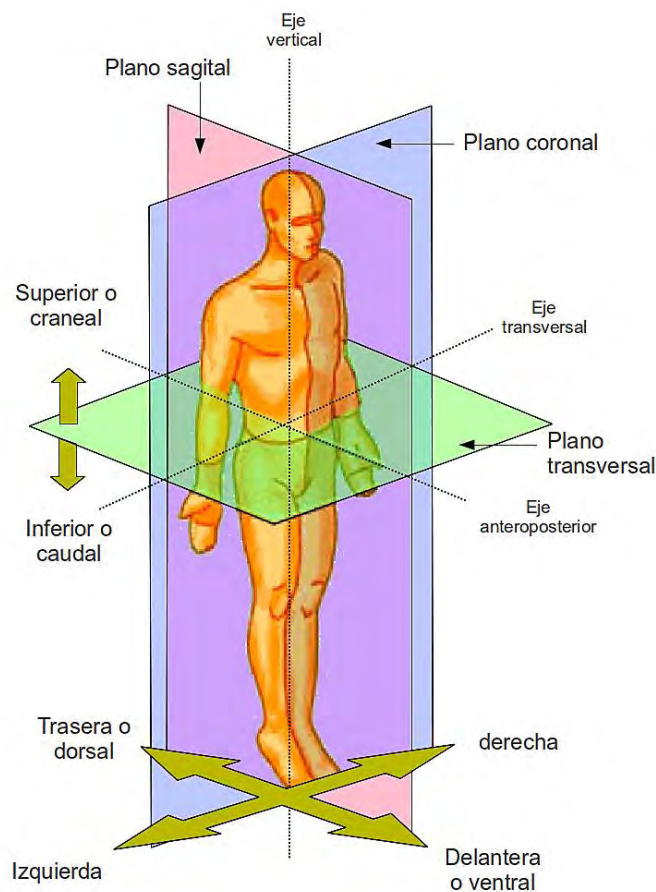


Figura 8. Posición de los planos anatómicos.

### 1.3.2. Articulaciones de la Muñeca

“La muñeca es una de las articulaciones más complejas del cuerpo humano, ya que debe ser móvil y a la vez estable, y al mismo tiempo capaz de cambiar de posición de manera precisa durante el desarrollo de una misma función”.

(Proubasta I., Planell J.A., GilF.X., Fundamentos de biomecánica y biomateriales, 1997)

#### Articulaciones

Las articulaciones son las uniones entre dos o más componentes rígidos, los cuales pueden ser huesos o cartílagos. Su función es facilitar los movimientos mecánicos del cuerpo.

#### División de las Articulaciones

De acuerdo con el movimiento que realizan, las articulaciones se dividen en los siguientes tres grupos, (figura 9):

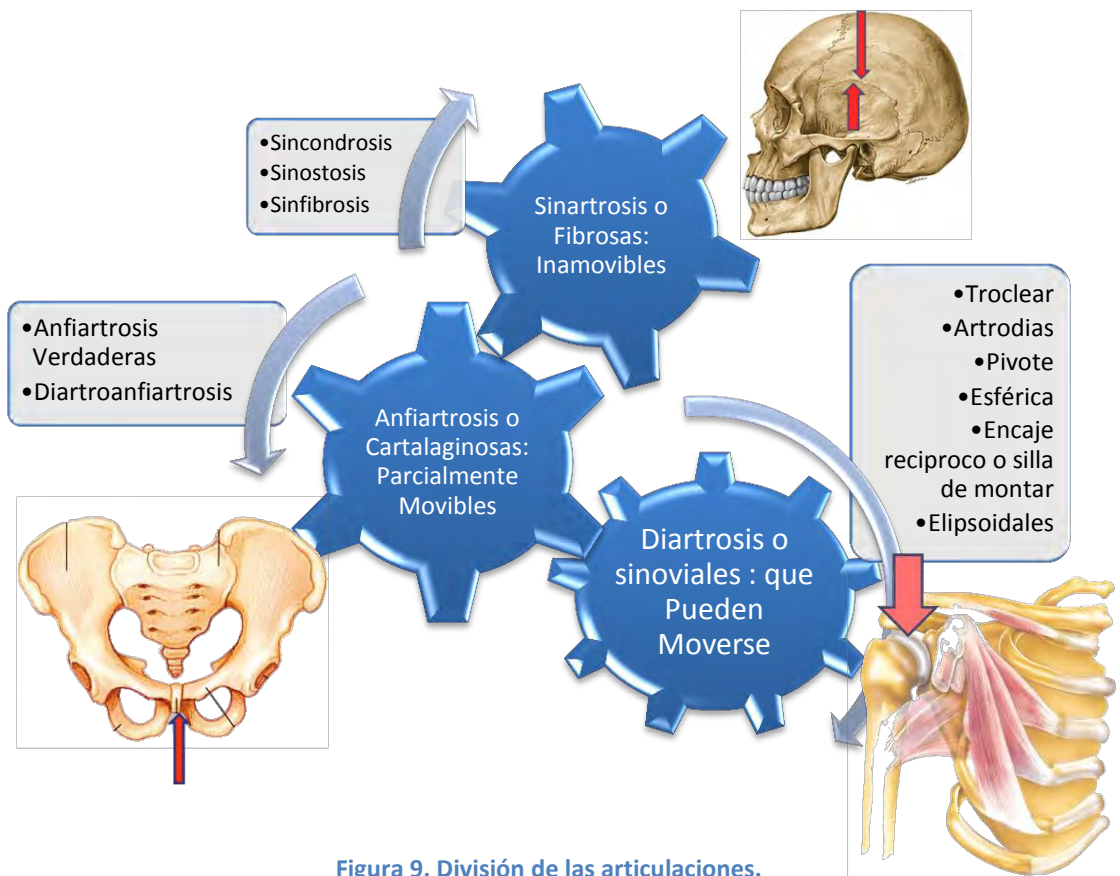






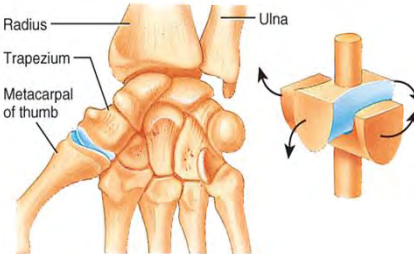
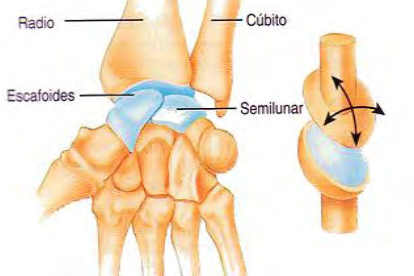
Figura 9. División de las articulaciones.



Debido a que las articulaciones de la muñeca son articulaciones que tienen un amplio rango de movilidad, profundizaremos en las articulaciones de tipo *diartrosis o sinoviales*: estas articulaciones son las de mayor número y movilidad. (Tabla 5, Figura 10)

**Tabla 5. Estructuras de articulaciones con movimiento.**  
**Fuente: Creación propia.**

Estructura	Movimiento	Ejemplos	
Troclear o de Bisagra	Permite realizar movimientos de Flexión y Extensión.	Articulación del codo, rodilla, tobillos y de los dedos.	<p>Articulación en bisagra Hinge Joint</p>  <p>Húmero Humerus Radio Radius Cúbito Cubitus</p>
Artrodias, Deslizantes o Planas	Movimiento de desplazamiento, con una superficie aplanada.	Articulaciones intertarsianas de pie.	<p>Articulación deslizante Gliding Joint</p>  <p>Tarsianos Tarsals Metatarsianos Metatarsals</p>
Pivote	Sólo permite una rotación lateral y media, sobre el mismo eje.	Articulaciones del cuello.	<p>Articulación en pivote Pivot Joint</p>  <p>Atlas Atlas Axis Axis</p>
Esférica	Su forma redondeada permite gran libertad de movimiento.	Articulaciones del hombro y la cadera.	<p>Articulación esférica Spheroidal Joint</p>  <p>Húmero Humerus Omóplato o escápula Scapula</p>

Encaje Recíproco o Silla de Montar	Permite movimientos de rotación limitados	Articulación carpo-metacarpiana del pulgar, articulación esternoclavicular.	
Elipsoidales, condiloide	Se presentan en la unión de dos huesos irregulares. Cuando uno de los huesos es cóncavo y convexo.	Metacarpofalángica (nudillos), articulaciones de los dedos, articulación radiocarpinana de muñeca, articulaciones metatarsfalángicas para los dedos.	

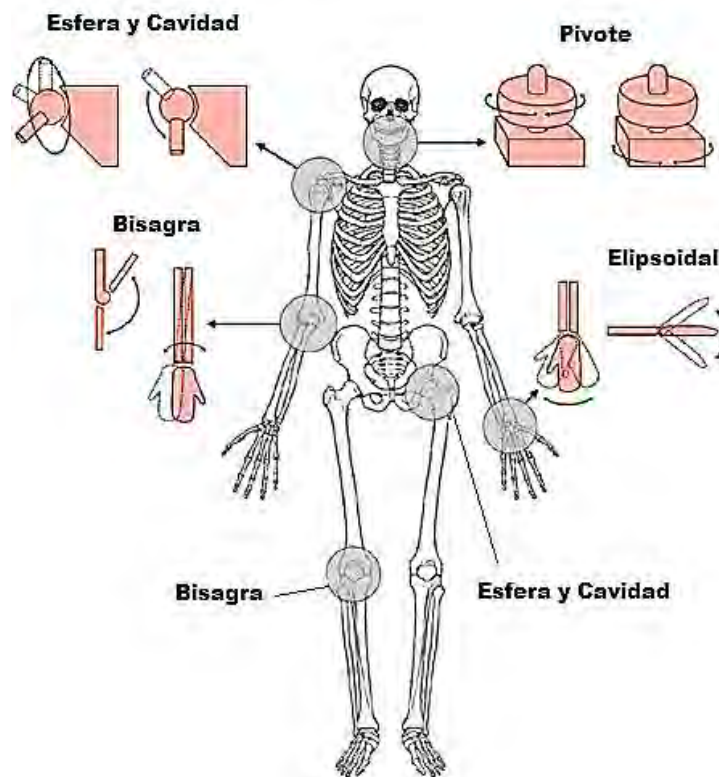


Figura 10. Articulaciones con movimiento.

Las articulaciones sinoviales, de manera general, Pueden realizar cuatro tipos de movimientos articulares: deslizamiento, angulación, rotación y movimientos especiales. (Figura 11)

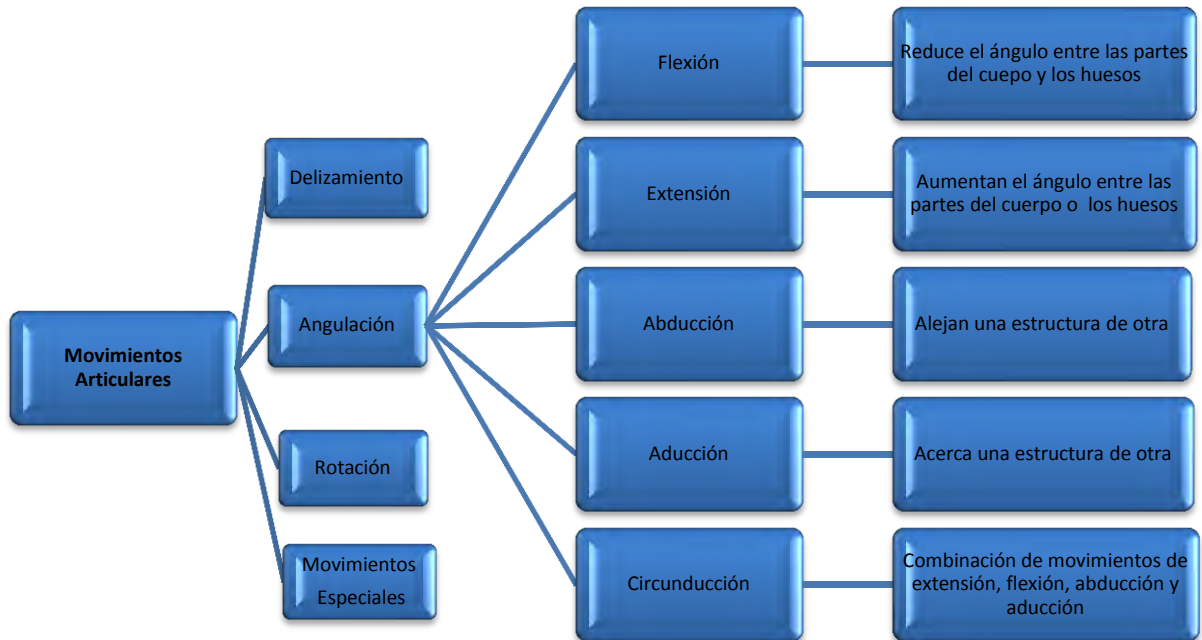


Figura 11. Tipos de movimientos articulares.  
Fuente: Creación propia.

Los movimientos articulares son de nuestro especial interés ya que es donde se encuentran clasificados los movimientos de la articulación de la muñeca.

### Articulaciones involucradas en el movimiento de la muñeca.

A diferencia del hombro y la cadera que logran su movilidad mediante una articulación tipo rótula, la muñeca efectúa sus movimientos a través de varias articulaciones interrelacionadas entre sí. Para su estudio, dichas articulaciones se dividen en tres: radiocarpiana, intercarpiana y radiocubital distal.

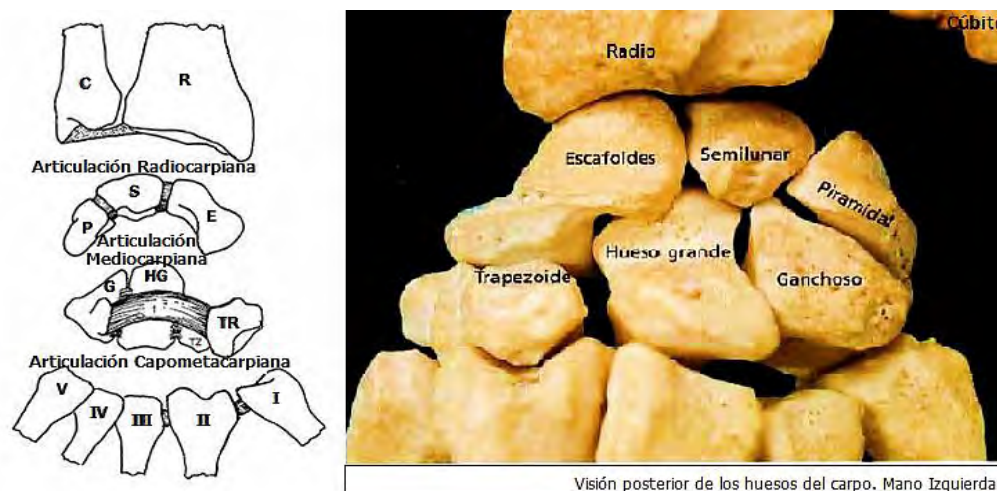


Figura 12. Articulaciones de la muñeca.

## 1.4. Cinemática de la Muñeca

Los movimientos de la muñeca se realizan en tres planos. En el plano sagital (Flexión-Extensión), el plano frontal o coronal (Desviación Radial y Cubital) y alrededor del eje longitudinal del antebrazo (Supinación-Pronación). (*Proubasta I., Planell J.A., Gil F.X., Fundamentos de Biomecánica y Biomateriales, 1997*).

### 1.4.1. Pronación - Supinación

Es un movimiento de rotación del radio sobre el cúbito, sobre el eje longitudinal del antebrazo que va desde la cabeza del brazo a nivel del codo, hasta la cabeza del cúbito a nivel de la muñeca. Dicho movimiento se realiza en la articulación radiocubital distal.

**Pronación:** Cuando la palma de la mano mira hacia la cara posterior del brazo. Rango articular:  $\pm 80^\circ$ .

**Supinación:** Cuando la palma de la mano mira hacia la cara anterior del brazo. Rango de movimiento:  $\pm 80^\circ$ .

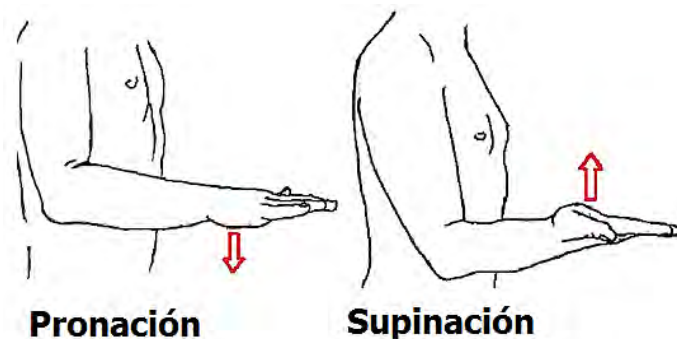


Figura 13. Movimientos de pronación y supinación de la muñeca.

### 1.4.2. Flexión – Extensión

Movimiento de muñeca hacia arriba y hacia abajo sin girar la palma de la mano, efectuado sobre el plano sagital. El movimiento de Flexión-Extensión tiene lugar en las articulaciones radiocarpiana e intercarpiana.

**Flexión:** Movimiento en dirección anterior. La superficie palmar de la mano es aproximada a la superficie anterior del antebrazo.

Rango de movimiento:  $\pm 80^\circ$

**Extensión:** Movimiento en dirección posterior. El dorso de la mano es aproximado a la superficie posterior del antebrazo.

Rango de movimiento:  $\pm 80^\circ$

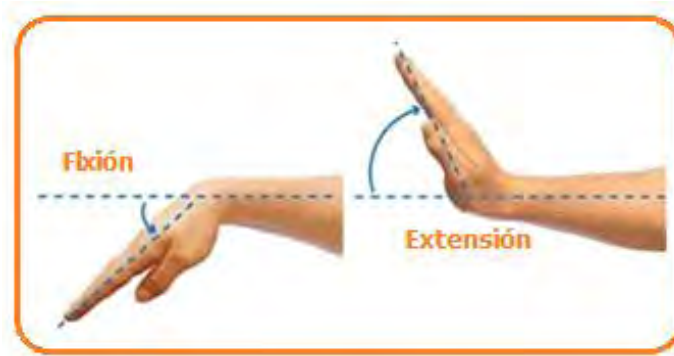


Figura 14. Movimientos de flexión y extensión de la muñeca.

### 1.4.3. Desviación Radial (Abducción) – Desviación Cubital (Aducción)

Movimiento de muñeca hacia los lados sin girar la palma de la mano, efectuado sobre el plano coronal. Este movimiento, al igual que el movimiento de Flexión-Extensión, tiene lugar en las articulaciones radiocarpiana e intercarpiana.

#### **Desviación Radial (abducción):**

Movimiento de la muñeca hacia el lado radial del brazo generado por el músculo flexor radial del carpo y el músculo extensor radial del carpo.

Rango de movimiento:  $\pm 20^\circ$

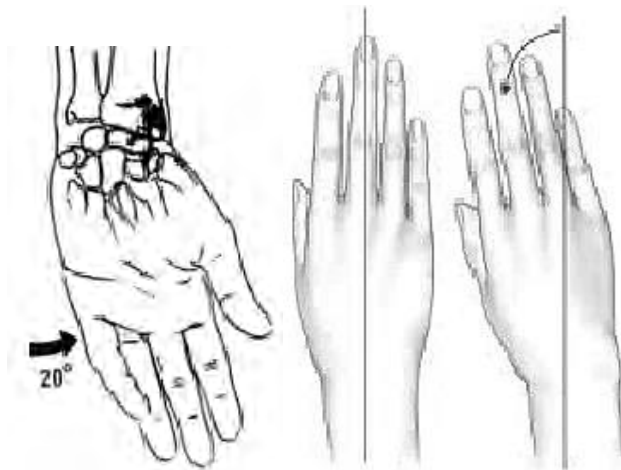
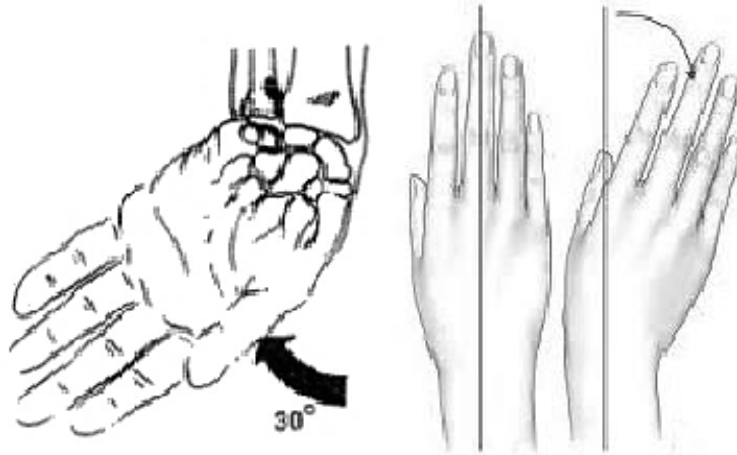


Figura 15. Desviación radial de la muñeca.

### **Desviación Cubital (aducción):**

Movimiento de la muñeca hacia el cúbito realizado por el músculo flexor cubital del carpo (cubital anterior) y el músculo extensor cubital del carpo (cubital posterior).

Rango de movimiento:  $\pm 30^\circ$



**Figura 16. Desviación cubital de la muñeca.**

## **1.5. Productos de Apoyo**

Con la mejora e innovación en los dispositivos y las tecnologías de apoyo, las personas discapacitadas pueden mejorar sus habilidades.

La norma UNE-EN ISO: 9999: 2012 las define como tecnologías de apoyo o producto de apoyo, refiriéndose a cualquier producto (incluyendo dispositivos, equipo, instrumentos y software) fabricados especialmente o disponible en el mercado, utilizado por personas con discapacidad destinado a facilitar la participación; proteger, apoyar, entrenar, medir o sustituir funciones, estructuras corporales y actividades; o prevenir deficiencias, limitaciones en la actividad o restricciones en la participación.

Basado en la aplicación de la tecnología, las clasifica en tres niveles que se muestran en forma resumida en la tabla 6, de los cuales sólo se han desglosado aquellos que hacen referencia al tema de interés, llegando así a los dispositivos para ejercitar los dedos y manos, ya que el dispositivo a diseñar tendrá como finalidad la reproducción de movimientos propios de la muñeca para la aplicación en rehabilitación física, parte del tratamiento de pacientes con artritis reumatoide.

**Tabla 6. Clasificación de los productos de apoyo de acuerdo a la norma UNE-EN ISO: 9999: 2012.**

Fuente: Adaptación

Nivel I	Nivel II	Nivel III
<p><b>(04)</b>  <b>Ayudas Para tratamiento Médico Personalizado:</b>                      Incluye productos destinados a mejorar, controlar o mantener la condición médica de una persona, respiradores, bipedestadores, jeringuillas desechables, aparatos para ejercitar dedos, manos, brazos, tronco, etc.</p>	<p>(04 03), (04 06),                      ...</p>	<p>(044803),...,                      (044808),</p>
<p><b>(05)</b>  <b>Ayudas para el entrenamiento/aprendizaje de capacidades:</b> Productos destinados mejorar las capacidades físicas, mentales y habilidades sociales. Productos de apoyo para aprender lengua de signos, lectura labial, braille, método morse, etc.</p>	<p><b>(04 48)</b></p>	<p><b>(04 48 12)</b></p>
<p><b>(06)</b>  <b>Ortesis y Prótesis:</b> Los dispositivos ortésicos aplican externamente para modificar las características estructurales y funcionales del sistema neuromuscular y esquelético: los dispositivos protésicos son dispositivos aplicados externamente usados para reemplazar completa o parcialmente una parte del cuerpo ausente o deficiente.</p>	<p><b>Equipamiento para el entrenamiento del movimiento de la fuerza y el equilibrio.</b></p>	<p><b>Dispositivos para ejercitar los dedos y manos:</b> Equipo para entrenar el movimiento y la fuerza de los dedos y manos.</p>
<p><b>(09)</b>  <b>Productos de apoyo para el cuidado y la protección personal:</b> Productos para vestirse y desvestirse, para protección corporal, para higiene personal, para medir las propiedades humanas físicas y fisiológicas y para actividades sexuales.</p>		<p>(044815),...,                      (044830)</p>
<p><b>(12)</b>  <b>Productos de apoyo para la movilidad personal:</b>                      Bastones, andadores, coches, motocicletas, sillas de ruedas, etc.</p>		
<p><b>(15)</b>  <b>Ayudas para actividades domésticas:</b> Incluye productos de apoyo para comer y beber, basculas, refrigeradores, lavavajillas, aspiradoras, lavadoras, etc.</p>		
<p><b>(18)</b>  <b>Mobiliario y adaptaciones para viviendas y otros inmuebles:</b> Muebles para el descanso o el trabajo, mesas, equipo para iluminación, mobiliario para sentarse, camas, rampas fijas, etc.</p>		
<p><b>(22)</b>  <b>Apoyo para la comunicación y la información:</b> filtros de luz, lentes, audífonos, tableros para escritura braille, máquinas de escribir, calculadoras, etc.</p>		
<p><b>(24)</b>  <b>Apoyo para la manipulación de objetos y dispositivos:</b> abridores, volantes, manivelas, porta-objetos, pinzas, remolques, grúas,</p>		
<p><b>(27)</b>  <b>Apoyo para mejorar el ambiente, herramientas y máquinas:</b> Humificadores, bancos de trabajo, dispositivos para medir longitud, ángulos, volumen, etc.</p>		
<p><b>(30)</b>  <b>Productos de apoyo para el esparcimiento:</b> juegos, instrumentos musicales, equipo para hacer ejercicio, herramientas, materiales y equipo para manualidades, jardinería, pesca, caza, etc.</p>		

## Órtesis

Dispositivos aplicados externamente para modificar las características estructurales y funcionales del sistema neuromuscular y esquelético. (UNE-EN ISO 9999)

A diferencia de las prótesis, las órtesis no reemplazan el órgano o miembro afectado, sino que refuerzan sus funciones.

## Prótesis

Es un dispositivo aplicado externamente para reemplazar completa o parcialmente una parte del cuerpo. (UNE-EN ISO 9999)

Según su funcionamiento, se clasifican en:

- ❖ **Pasivas:** Son sistemas cuyo diseño es únicamente mecánico. Por lo general, tienden a limitar el movimiento de las articulaciones.
- ❖ **Activas:** Una de sus aplicaciones son los exoesqueletos.  
El mecanismo se adapta a la estructura física, sus juntas y eslabones corresponden a las de la parte del cuerpo humano que emula. Al estar en contacto con el paciente, transmiten potencia mecánica y señales de información.

## Exoesqueleto robótico

Es un sistema mecatrónico adaptado a la estructura anatómica del cuerpo humano. Su control puede provenir de las mismas señales del cerebro, con sensores conectados a la piel humana y con actuadores que son analógicos a las funciones del cuerpo.

Es una tecnología en desarrollo y poco accesible para asistir a personas discapacitadas fuera de los centros de terapia.

Los robots para asistencia, de acuerdo a la función que cumplen, se pueden clasificar en:

- Robots Ortópticos: Su función es reemplazar las funciones de un miembro perdido.
- Robots Prostéticos: Su función es rehabilitar las funciones del miembro atrofiado.
- Robots Extensores: Su función es aumentar las habilidades del miembro al que está unido.

Un exoesqueleto robótico prostético, permite ayudar a personas con limitaciones de movilidad a través de la práctica repetitiva de movimientos para reeducar las articulaciones y los músculos.



De acuerdo a la ubicación de la base del robot o exoesqueleto, se puede diferenciar los siguientes dos tipos:

- a)** Robots basados en efector final: La estructura se encuentra anclada a una base fija (fig. 17-a). Sólo posee un punto de contacto con el paciente y es fácil de ajustarlo a las características del mismo. Suelen tener la capacidad de producir fuerzas de salida mayores.
- b)** Exoesqueletos: En el cual, el dispositivo está fijado a lo largo del miembro del paciente (fig. 17-b). De tal forma que puedan ejercer fuerzas de reacción sobre el usuario en los puntos de sujeción. Su arquitectura asemeja a las articulaciones del miembro a rehabilitar.

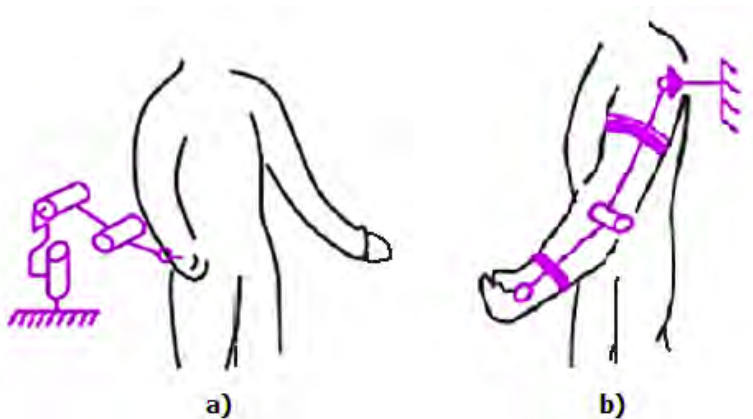


Figura 17. Tipos de exoesqueleto según la ubicación de la base.

## 1.6. Estado del Arte

Algunos de los sistemas de rehabilitación para miembro superior que hasta ahora se han desarrollado, han sido por empresas o instituciones extranjeras (tabla 7), cuyo principal objetivo es la aplicación en la investigación.

Tabla 7. Empresas e Instituciones que generan dispositivos para miembro superior.  
Fuente: Adaptación

Empresa/Institución	Origen de la Empresa	Año de fundación
Hocoma	Hospital Universitario de Balgrist, Zúrich	1996
Interactive Motion technologies	MIT	1998
Kinetek-Wearable Robotics	Scuola Superiore Sant'Anna, Pisa	2014
BKIN Technologies	Queen's University, Canada	2004
Yikang Medical Equipment	China	2000

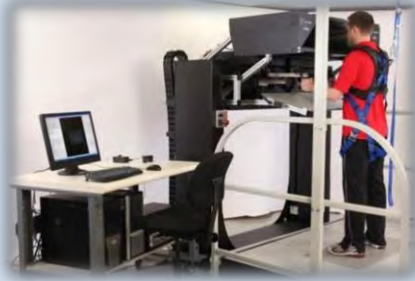
En la tabla 8 se tiene algunos de los dispositivos que hasta ahora se han creado, así como las características que poseen.

**Tabla 8. Tabla comparativa de dispositivos para rehabilitación de miembro superior.**

Dispositivo	Empresa	Descripción
	HOCOMA	<ul style="list-style-type: none"> <li>❖ Sistema de rehabilitación para miembro superior pasivo.</li> <li>❖ No usa actuadores.</li> <li>❖ Basado en una compensación mecánica de la gravedad.</li> <li>❖ Equipado con varios sensores para poder registrar el movimiento y realizar una realimentación visual.</li> <li>❖ Ayuda a trabajar la fuerza muscular, el rango y coordinación de movimientos y funciones cognitivas.</li> <li>❖ Cuenta con una interfaz de usuario desarrollada sobre Windows.</li> </ul>
	Interactive Motion Technologies (IMT)	<ul style="list-style-type: none"> <li>❖ Estructura de dos grados de libertad.</li> <li>❖ El movimiento se realiza en un plano.</li> <li>❖ El dispositivo registra el movimiento realizado por el paciente y provee soporte para completar la trayectoria.</li> <li>❖ Complementado con una serie de videojuegos para motivar al paciente.</li> </ul>
	Wereable Robotics-Kinetek	<ul style="list-style-type: none"> <li>❖ Tres modos de operación:               <ol style="list-style-type: none"> <li>1) Pasivo: El paciente debe mover el brazo y el exoesqueleto mide el rango de movimiento en cada una de las articulaciones.</li> <li>2) Activo: El dispositivo guía el brazo del paciente.</li> <li>3) Asistido: El exoesqueleto ayuda al paciente a realizar los movimientos sin no detecta ninguna intención en un plazo de tres segundos.</li> </ol> </li> </ul>
	Wereable Robotics-Kinetek	<ul style="list-style-type: none"> <li>❖ Dispositivo pasivo.</li> <li>❖ Funciona con una compensación de la gravedad. Que se modifica añadiendo o quitando contrapesos del sistema.</li> <li>❖ Capacidad de movimientos suaves y baja inercia.</li> <li>❖ Equipado con sensores para medir el movimiento realizado.</li> <li>❖ No requiere supervisión especializada.</li> <li>❖ Cuenta con un Software asociado para motivación del paciente.</li> </ul>

Kinarm Lab y End-Point

BKIN



- ❖ Ambos permiten la obtención de datos
- ❖ Tienen integrado Software y hardware para realidad virtual.
- ❖ Instrumentado con sensores que permiten hacer una realimentación.
- ❖ Están restringidos al uso en el ámbito de la Investigación.

REOGO

Motorika



- ❖ Brazo robótico Motorizado
- ❖ Software de gestión con capacidades integrales de evaluación y grabación. Permitiendo al terapeuta diseñar y personalizar el tratamiento.
- ❖ Movimientos bidimensionales y tridimensionales.
- ❖ La rehabilitación puede ser activa o pasiva:
- ❖ Ofrece 5 modos de funcionamiento (Guiado, Iniciado, Pasó Iniciado, Seguir Asistencia Libre y Libre que aumenta gradualmente la carga y la complejidad del movimiento).

## 2. DISEÑO CONCEPTUAL

### 2.1. Metodología de Diseño

Para tener clara la metodología de diseño, es importante partir de lo que es el diseño. Se han dado varias definiciones para este término, así que sólo haré mención de algunas de ellas.

El término anglosajón "design" hace referencia a toda actividad de desarrollo de una idea de producto.

Pugh (1990) define el término "diseño total" como el desarrollo de una actividad sistemática para satisfacer una necesidad, la cual cubre todas las etapas, desde la identificación de la necesidad hasta la venta del producto.

Pahl y Beitz (1995) **definen "diseño" como una actividad que afecta a casi todas las áreas** de la vida humana, utiliza leyes de la ciencia, se basa en una experiencia especial y define los requisitos para la realización física de la solución.

Dym (2002) propone la siguiente definición para el término de diseño: Es la generación y evaluación sistemática e inteligente de especificaciones para artefactos cuya forma y función alcanzan los objetivos establecidos y satisfacen las restricciones especificadas.

Así surge la necesidad de representar el proceso de diseño utilizado, conocidos como modelos de diseño. Que son clasificados en modelos descriptivos y prescriptivos.

Los modelos descriptivos muestran la secuencia de actividades que se presentan en el diseño: como el modelo básico y el modelo de French.

Los modelos prescriptivos prescriben un patrón de actividades de diseño: el modelo de Pahl y Beitz, el modelo alemán VDI 2221, el de March y el de Pugh, entre otros. (Tabla 9)

**Tabla 9. Modelos de diseño.**

**Fuente: Adaptado de García Melón, Mónica... [et al.], Fundamentos del diseño en la ingeniería, 2010.**

FRENCH	CROSS	PUGH	PAHL Y BEITZ	ULLMAN	ROOZENBURG Y EEKELS
Análisis del problema	Clarificación de objetivos Establecimiento de funciones Fijación de requerimientos	Necesidades de mercado Especificaciones	Planificación del producto y clarificación de la tarea	Identificar necesidades Planificar el proyecto Establecer especificaciones	Análisis
Diseño conceptual Definición de propuestas	Determinación de las características Generación de alternativas Evaluación de alternativas	Diseño conceptual	Diseño conceptual	Desarrollo de soluciones	Síntesis
Detalle	Mejora de detalles	Diseño de detalle	Diseño de conjunto Diseño de detalle	Desarrollo de producto	Simulación Evaluación Decisión

Usaremos un modelo prescriptivo, ya que además de describir cada una de las etapas del proceso, nos permiten desarrollarlas. Los más representativos de esta tendencia son el de Pugh y Pahl y Beitz (Cross, 1999).

## Método de Pugh (1990)

Este método se caracteriza por la necesidad de tantas disciplinas como sea necesario para resolver el problema, las especificaciones de diseño que deben estar presentes en todo el proceso y que definen la frontera de diseño y la retroalimentación de cada una de las fases.

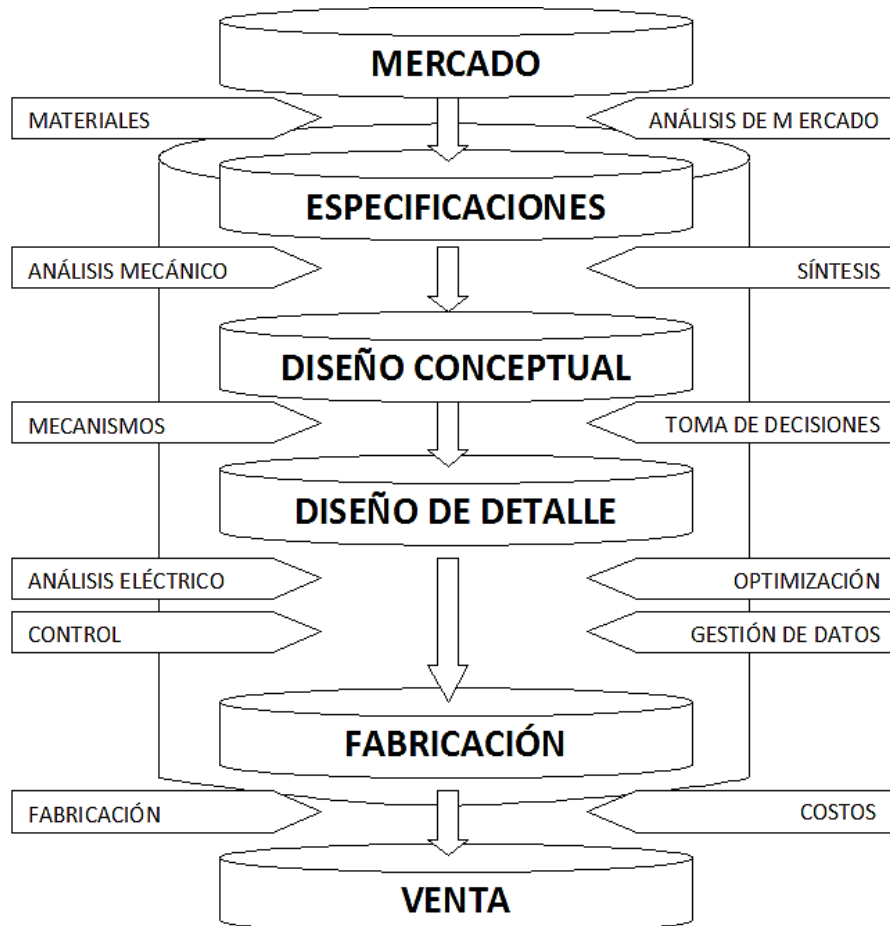


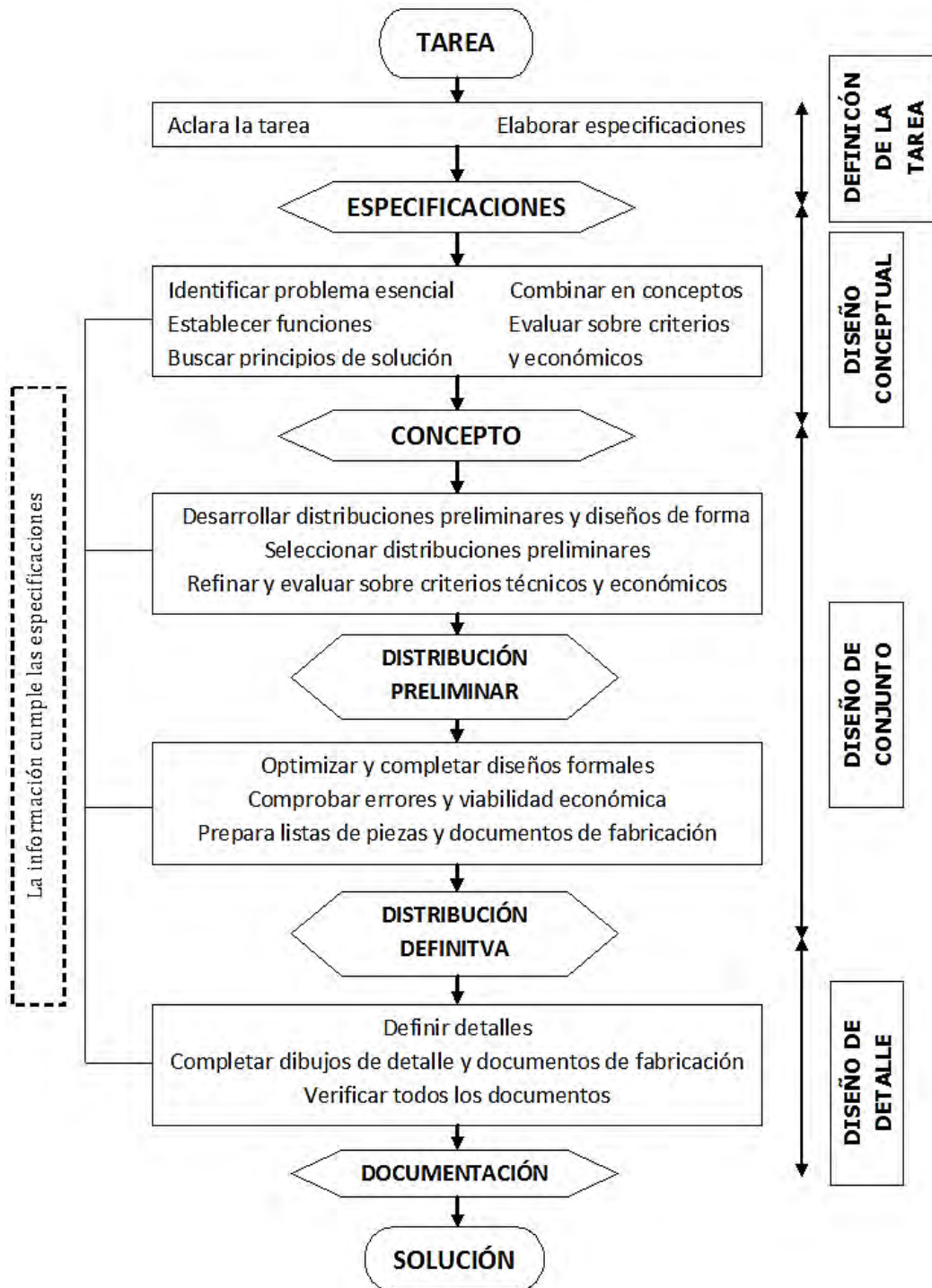
Figura 18. Proceso de diseño propuesto por Pugh

Fuente: Adaptado de García Melón, Mónica... [et al.], Fundamentos del diseño en la ingeniería, 2010.

## Método de Pahl y Beitz

Cuya base es la teoría de sistemas, para sustentar la propuesta de trabajo a través de funciones y subfunciones, combinando los efectos físicos con las características geométricas y los materiales.

Propone que el desarrollo del proyecto sea por módulos funcionales separados. Es uno de los métodos más utilizados en diseño mecánico.



**Figura 19. Proceso de diseño propuesto Pahl y Beitz.**

Fuente: Adaptación de García Melón, Mónica... [et al.], Fundamentos del diseño en la ingeniería, 2010.

El modelo de Pahl y Beitz cuenta con un proceso completo y es el más utilizado en el ámbito ingenieril, es por ello que es la base en el desarrollo de este proyecto.

Así que las tareas a realizar en cada uno de las etapas del proceso de diseño son las siguientes:

- Planificación del producto y clarificación de la tarea:
  - Recolección de información sobre los requerimientos del consumidor.
  - Definir el problema a resolver.
  - Definir los objetivos que se desea alcanzar con la solución dada.
  
- Diseño conceptual:
  - Resumen de la tarea e identificación del problema.
  - Establecimiento de las estructuras funcionales (crear subsistemas).
  - Búsqueda de los principios de solución.
  - Combinar los principios de solución en variantes conceptuales (unión de las soluciones por subsistemas).
  - Selección de una estructura de trabajo para el desarrollo de la solución.
  
- Diseño de conjunto o preliminar:
  - Desarrollo del diseño al que se llegó unificando los subsistemas para comprobar y verificar que se cumplan los requisitos establecidos: funcionamiento, resistencia, dimensiones, viabilidad económica, etc.
  
- Diseño de detalle:
  - Producción de planos de fabricación.
  - Selección de materiales, definición de formas y acabados para la manufactura del dispositivo.
  
- Fabricación de prototipo  
Se manufacturaron las piezas del diseño de detalle para verificar el correcto ensamble y funcionamiento de las mismas. De esta forma se pueden hacer los ajustes que se consideren necesarios antes de manufacturar las piezas del producto final.

## **2.2. Parámetros o Especificaciones de Diseño**

Seguir una metodología de diseño permite determinar los atributos y especificaciones funcionales del dispositivo a diseñar.

Requerimientos en base a las necesidades de los pacientes y los especialistas de rehabilitación.



**Figura 20. Diagrama de Requerimientos del cliente Dispositivo para Rehabilitación de la muñeca**

Los requerimientos fijados son objetivos generales sobre el producto al que se quiere llegar, pero es necesario especificar cada uno de ellos para conseguir el mejor rendimiento del dispositivo como especificaciones para el diseño del dispositivo. (Tabla 10)

**Tabla 10. Especificaciones de diseño para el dispositivo de Rehabilitación de la muñeca**

<b>Especificaciones de diseño del dispositivo</b>		
1. Geometría preferida Largo: 40cm Ancho: 30cm Alto: 40cm	6. Rangos de Movimiento 3 GDL Flexión-Extensión: -70°- 80° Desviación Radial-Desviación Cubital muñeca: ±30°- ±20 Pronación - Supinación: ±90	8. Mantenimiento Mecánico: lubricación y limpieza de piezas. Eléctrico: Revisión del estado del cableado y el control de motores.
2. Materiales ABS-M30 Aluminio	7. Componentes Motores eléctricos Modelo 1: EC 45, Brushless, 70Watt Torque: 128 Nm Velocidad: 4860 rpm Peso: 140 g Modelo 2: EC-i 40 Brushless, 100Watt Torque: 218 Nm Velocidad: 3,930 rpm Peso: 390 g	9. Seguridad: Implementar sistemas que limiten los movimientos.
3. Peso	Transmisión por poleas.	10. Control Control del movimiento desde una computadora.
4. Pacientes Adultos mayores (60 a 90 año) Masa máx. hombre : 92.5 Kg Masa máx. mujeres: 86.6 Kg		
5. Ergonomía Sistema para sujetar y ajustar la mano sobre los ejes establecidos. Recubrimiento de piezas que soportan el antebrazo con un material cómodo.		

Nota: 1) Los datos de masa son de un artículo en la página web del Universal sobre un estudio dado a conocer por la Cámara Nacional de la Industria del Vestido donde se analizan las dimensiones antropométricas promedio de la población mexicana. 2) Las especificaciones son por parte del Doctor consultado del área de reumatología y el Investigador que supervisa el proyecto, con algunas observaciones de mi parte.



## Método de comparaciones apareadas

Permite jerarquizar las necesidades o requerimientos funcionales.

El método consiste en colocar en las filas y columnas las necesidades o requerimientos del producto y se comparan dos a dos: Si la necesidad de la fila comparada con la de la columna es de mayor importancia, le corresponderá 1 al cuadro, de lo contrario se colocará un 0. La sumatoria final nos proporcionará el orden de los principales atributos deseados para el dispositivo. (Tabla 11)

**Tabla 11. Comparación de necesidades o requerimientos por pares.**

NECESIDADES	Multiusuario	Multifuncional	Eficiente	Ergonómico	Resistente	Económico	Fácil de operar	Fácil transportación	Reparable	Bajo consumo de energía	Seguridad	TOTAL	PODERACION RELATIVA	PESO U ORDEN DE IMPORTANCIA
Multiusuario	*	1	0	0	0	1	0	1	1	1	0	5	9.3%	5
Multifuncional	0	*	0	1	0	1	1	1	1	1	0	6	11.1%	6
Eficiente	1	1	*	1	0	1	0	1	1	1	0	7	13.0%	7
Ergonómico	1	0	0	*	1	1	1	1	0	1	1	7	13.0%	7
Resistente	1	1	0	0	*	1	1	1	1	1	1	8	14.8%	9
Económico	0	0	0	0	0	*	0	1	1	0	0	2	3.7%	3
Fácil de operar	1	0	1	0	0	1	*	1	1	1	0	6	11.1%	6
Fácil transportación	0	0	0	0	0	0	0	*	0	0	0	0	0.0%	2
Reparable	0	0	0	1	0	0	0	1	*	1	0	3	5.6%	4
Bajo consumo de energía	0	0	0	0	0	1	0	1	0	*	0	2	3.7%	3
Seguridad	1	1	1	0	0	1	1	1	1	1	*	8	14.8%	8
												54	100.0%	

## Evaluación Matricial

Despliegue de la función de la calidad, también llamado casa de la calidad o QFD (Quality Function Deployment) nos permite identificar las características de ingeniería que deben ser añadidas al diseño y las cuales se adapten a los gustos y necesidades del usuario.

Se consideró la clásica escala japonesa, cuyos valores son 1-3-9 según la fuerza de relación entre los requerimientos del cliente y las características de ingeniería.

**Tabla 12. Matriz QFD para dispositivo de rehabilitación de la muñeca.**  
**Nota: Las columnas en gris se refieren a los factores de diseño ingenieril más importantes.**

	PESO	CARACTERÍSTICAS DE INGENIERÍA								
		División por módulos	3 Rangos de movimiento	Peso	Forma	Material	Número de motores	Factor Seguridad	Vida útil	
ATRIBUTOS DEL CLIENTE										
Multiusuario	5				9				1	
Multifuncional	6	9	9	1	3					
Fácil transportación	2	1		9	3					
Ergonómico	7				9	3				
Eficiente	7	3	9				3		1	
Resistente	9					1		3	3	
Económico	3					3	9			
Fácil de operar	6	3					3			
Reparable	4	1							9	
Bajo consumo de energía	3						9			
Seguridad	8							9		
	Especificaciones		°	Kg						
	Importancia	99	117	24	159	39	93	99	75	705
	Importancia	14.0%	16.6%	3.4%	22.6%	5.5%	13.2%	14.0%	10.6%	100.0%

**Escala utilizada para las relaciones:**

Fuerza de relación Baja = 1

Fuerza de relación Moderada = 3

Fuerza de relación Alta = 9

La importancia muestra la relevancia de las características de ingeniería en base al peso de las necesidades o atributos del cliente y a las relaciones existentes entre ellas.

$$Importancia = \sum \text{Peso de cada QUÉ} * \text{Coef. de correlación}$$

$$Importancia \% = \frac{Importancia \text{ de cada CÓMO} * 100}{\sum Importancias \text{ de cada CÓMO}}$$

De la tabla 12, las características de ingeniería que harán funcional el diseño son la forma y perfecto ensamble de las piezas que permitan realizar adecuadamente los tres movimientos deseados. Considerar un buen factor de seguridad tanto en un diseño ergonómico como en las propiedades mecánicas del material es igual de suma importancia para proteger al paciente.

La división por módulos facilitara el control de cada movimiento de manera independiente y la evaluación para que se realicen correctamente.

## **2.3. Propuestas de Solución por Subsistemas**

El dispositivo, además de reproducir los movimientos específicos de la muñeca, necesita mantener fijo el brazo y la mano para evitar que se generen movimientos involuntarios de las articulaciones del codo y hombro. Sabiendo esto, se ha dividido el diseño del dispositivo por subsistemas:

### **2.3.1. Sistema para movimiento Pronación-Supinación**

Se planteó como un mecanismo que simula a un rodamiento (figura 21) en el que se puedan ensamblar las piezas que permitan la sujeción de la mano o la realización de los dos movimientos deseados.

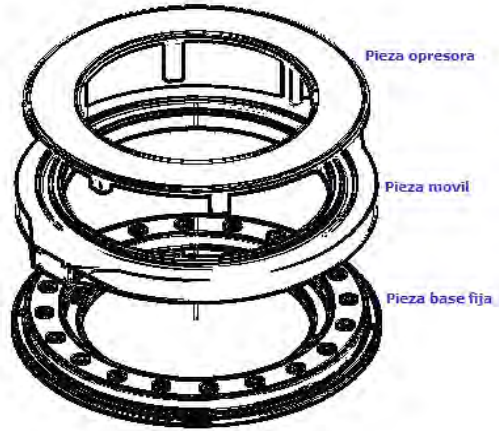
El sistema está compuesto por:

Pieza base fija: Esta pieza no genera movimiento y se puede fijar sobre otro dispositivo. Posee ranuras para ensamblarse con la pieza opresora y cavidades que permitirán la colocación de rodamientos para facilitar el giro de la pieza móvil.

Pieza móvil: Esta pieza es en la que se genera el movimiento de rotación necesario para que la muñeca realice la pronación y supinación. Esta pieza fue adaptada para realizar la función de sistema de transmisión de potencia, implementado mediante una polea.

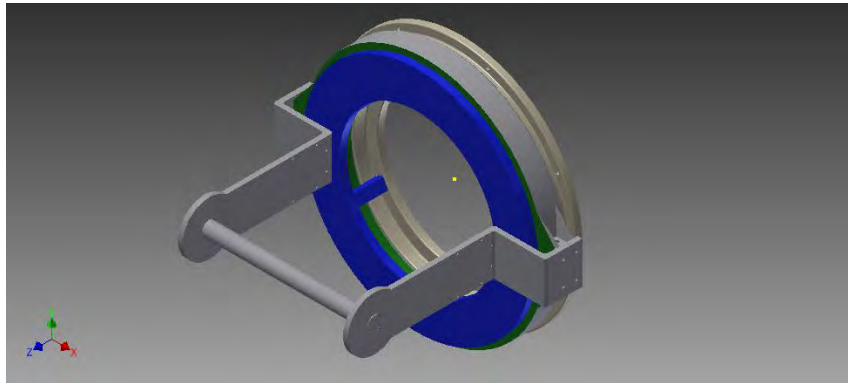
Pieza opresora: Con ayuda de la pieza base y los balines colocados entre estas, darán soporte y mantendrán a la pieza móvil rotando sobre el mismo eje. El diámetro interior del rodamiento fue definido considerando el percentil más grande de las tablas de "*Dimensiones antropométricas de población latinoamericana*".

"El percentil expresa el porcentaje de individuos de una población dada con una dimensión corporal igual o menor a un determinado valor" (Valero, s.f., p.7).



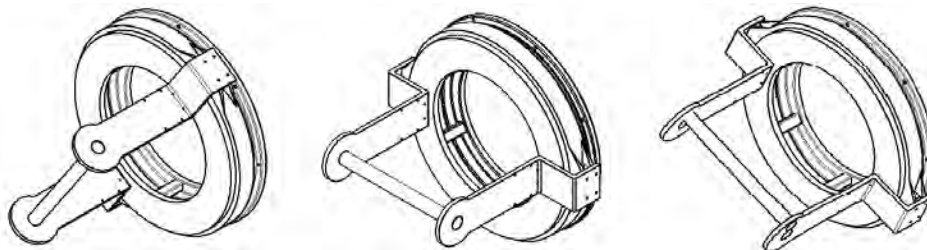
**Figura 21. Mecanismo que simula a un rodamiento.**

La idea básica que permitiría realizar los movimientos de pronación y supinación mediante el rodamiento y la futura implementación de las piezas para los movimientos faltantes se encuentra representada en la figura 22.



**Figura 22. Mecanismo básico para Pronación-Supinación de la muñeca.**

Se colocaron dos brazos laterales sobre los que se podría colocar una pieza que sirva de manilla para que el paciente se sujete, de esta manera, al girar el rodamiento (figura 23), su mano giraría junto con éste.



**Figura 23. Movimiento giratorio del sistema para Pronación-Supinación de la muñeca.**

### 2.3.2. Sistema para movimiento Desviación radial-Desviación cubital

El diseño para este sistema se desarrolló considerando las piezas establecidas para el movimiento de pronosupinación, tomándolas como una base sobre la que se ensamblará el sistema. (Figura 24)

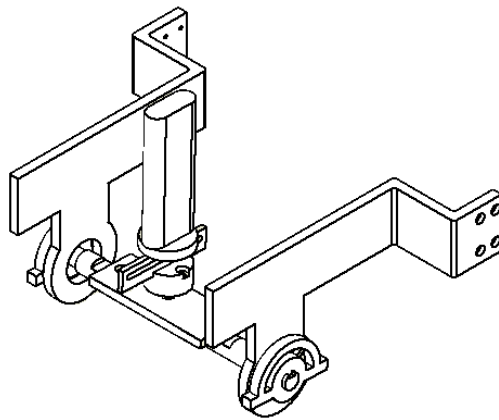


Figura 24. Mecanismo básico para movimiento de desviación radio-cubital.

El sistema deberá ser montado sobre los brazos laterales, implementando las piezas necesarias para hacer que la manilla, junto con la mano del paciente, rote y produzca el movimiento de desviación radial y cubital de la muñeca (fig. 25).

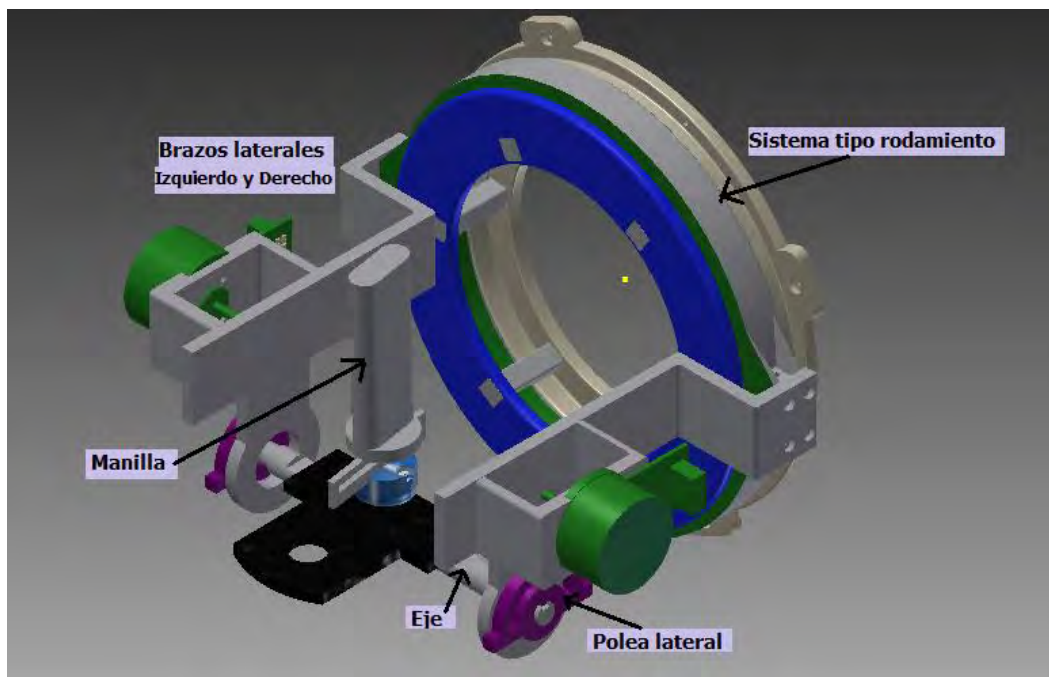


Figura 25. Ensamble preliminar de sistema para Pronosupinación y desviación radiocubital.

El mecanismo diseñado mantiene la mano en posición perpendicular a la base que se hará girar mediante poleas acopladas a un eje. (Figura 26)

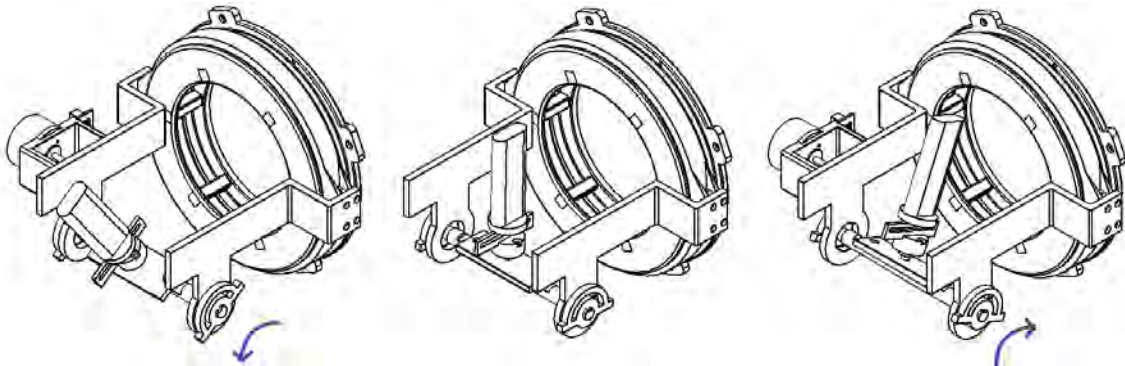


Figura 26. Rotación del mecanismo para desviación radiocubital.

### 2.3.3. Sistema para movimiento Flexión-Extensión

Al reproducir el movimiento sobre una mesa, observamos que un mecanismo sencillo (Fig. 27) con una polea acoplada de tal forma que el eje de giro de la misma quedará alineado con el eje de giro de la muñeca, podía ser la solución más sencilla para lograr el movimiento deseado (Fig. 28).

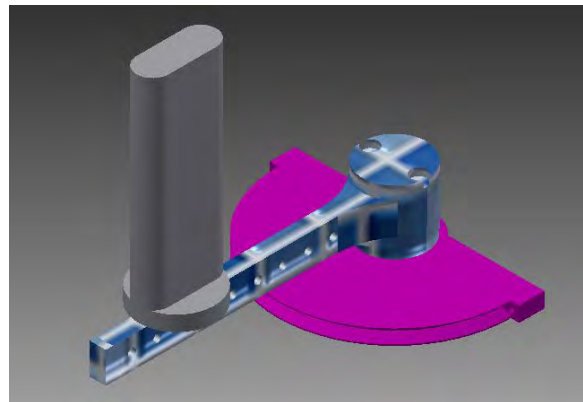


Figura 27. Mecanismo básico para Flexión-Extensión de la muñeca.

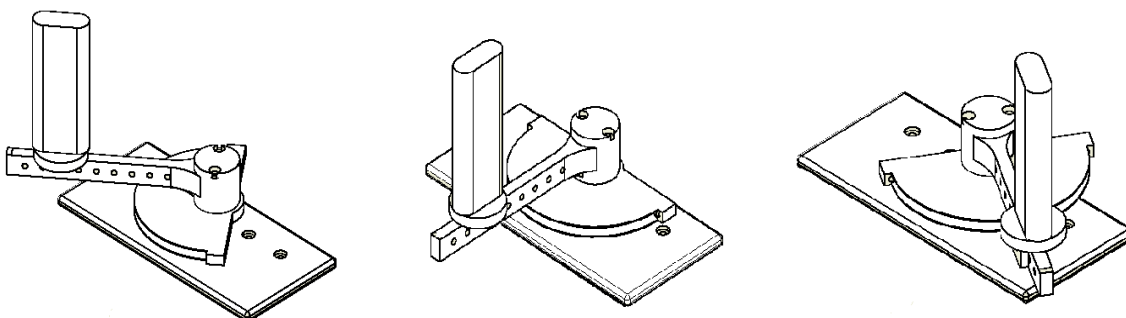
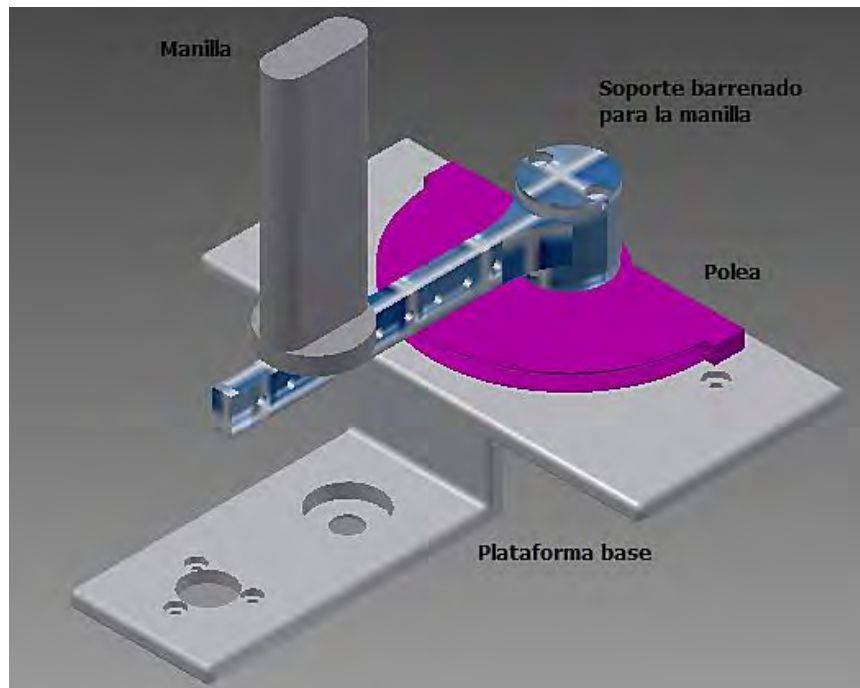


Figura 28. Movimiento del mecanismo para Flexión-Extensión de muñeca.

Una vez teniendo una solución para este movimiento, se detalló la forma e integración de otras piezas para que ésta se pudiera ensamblar con el resto del mecanismo. También se tomó en cuenta el acoplamiento de los motores y el sistema de transmisión (Fig. 29).



**Figura 29. Ensamble del sistema para flexión-extensión.**

### **2.3.4. Base para el ensamble**

La forma más fácil de mantener el mecanismo firme es mediante una plataforma que no se porte en el cuerpo humano, ya que esto haría un diseño más complejo. Por esto se hizo una base que se pudiera colocar en cualquier mesa y que permita soportar el peso de las piezas ensambladas y de la mano.

La base se fue modificando de manera simultánea al rediseño del resto de las piezas, en especial de las que componen el sistema de pronación-supinación.

Más adelante, se muestran imágenes de lo que podríamos llamar la propuesta inicial para la base y el diseño final (figura 30 y figura 31, respectivamente). Al hacer la comparación, podrá notarse que el diseño final cuenta con un espacio bien definido para el ensamble del motor que moverá al sistema de pronación-supinación, barrenos para ensamblar la pieza fija del rodamiento y la plataforma inferior es más amplia para ajustar la base sobre la que se fijará el antebrazo.

El material elegido desde el inicio fue placa de aluminio 6061, por sus propiedades mecánicas que lo hacen ligero, fácil de trabajar y de adquirir.

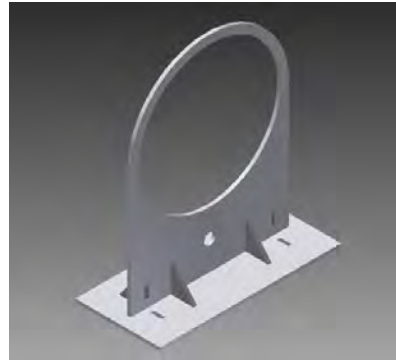
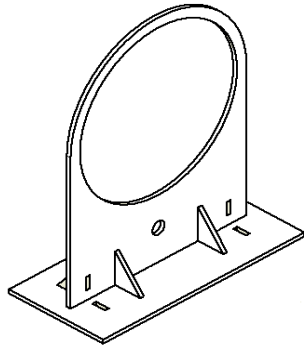


Figura 30. Base 1 del mecanismo.

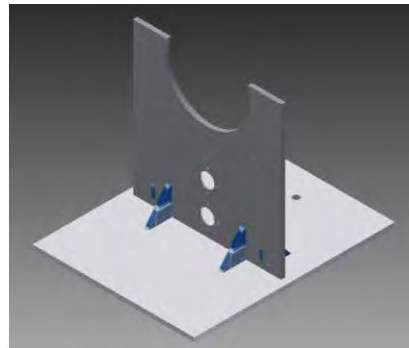
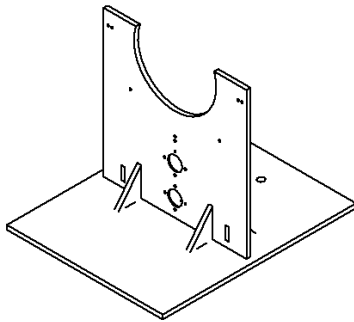


Figura 31. Base 2 del mecanismo, rediseño.

### 2.3.5. Soporte para el antebrazo

Para evitar que la muñeca se mueva de los ejes establecidos en el sistema para generar los tres rangos de movimiento, es necesario que el antebrazo sea inmovilizado, por ello la necesidad de un elemento que nos ayude a mantenerlo estable.

El apoyo una sección longitudinal de un cilindro, la cual limitando el deslizamiento del brazo hacia atrás y soportara el peso del mismo. (Figura 32 y 33)

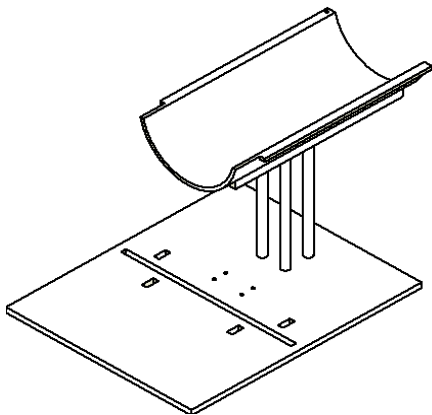


Figura 32. Soporte para el antebrazo.

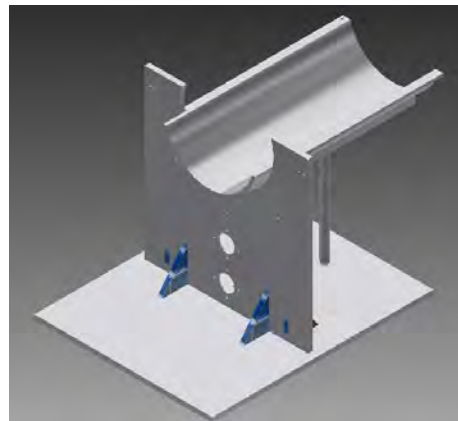


Figura 33. Base fija y soporte para el antebrazo.



Posteriormente, el prototipo se acondicionará con un acojinado que proporcioné confort anatómico. Y se usará una pulsera de tela con velcro adhesivo para evitar la posible elevación del brazo con respecto a la base que lo soportará.

### 3. DISEÑO PRELIMINAR

#### 3.1. Integración de los subsistemas

Una vez que se llegó al principio de movimiento requerido en cada subsistema, mediante el diseño conceptual, la siguiente tarea es el ensamble completo del sistema sin que los subsistemas limiten u obstruyan su funcionamiento (Fig. 34).

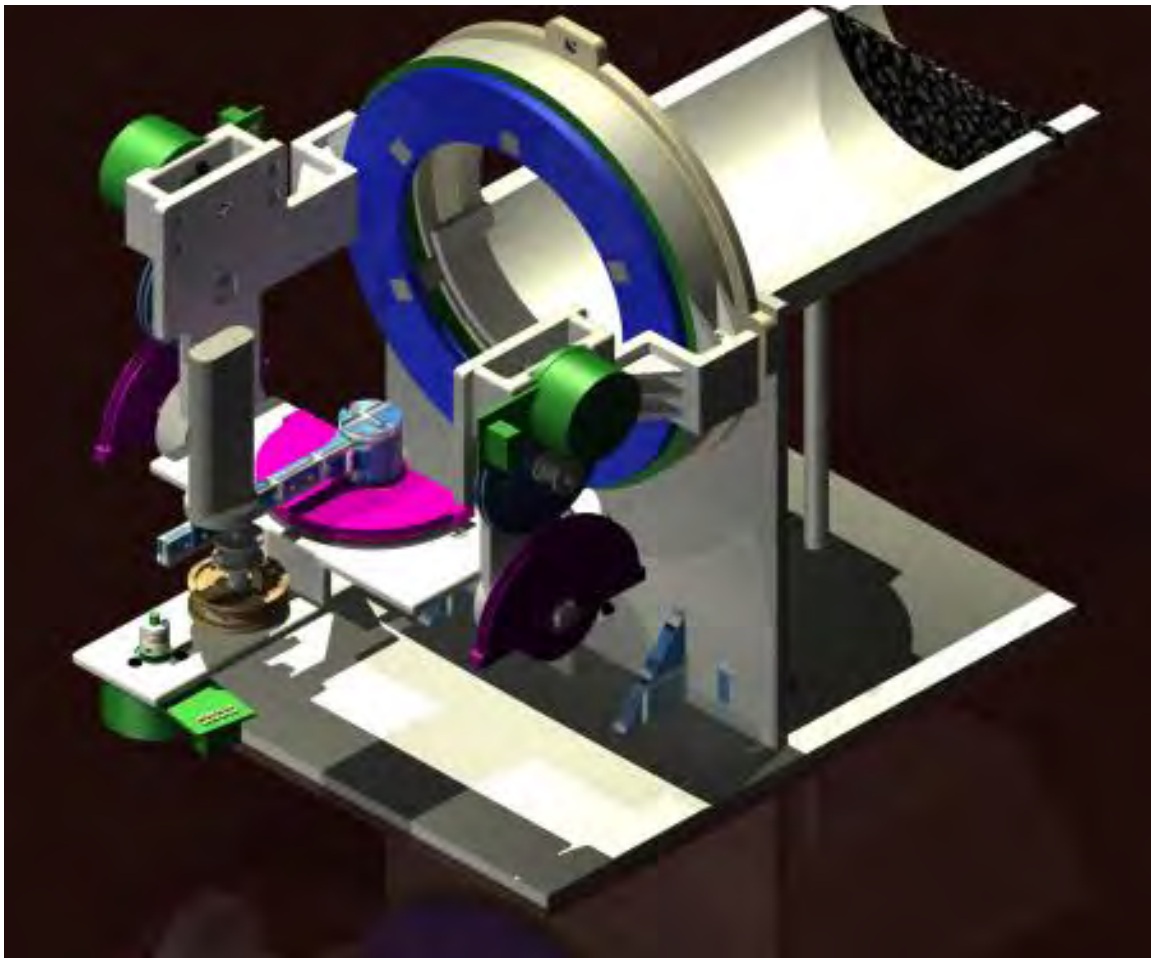


Figura 34. Ensamble Isométrico exoesqueleto para rehabilitación de muñeca.

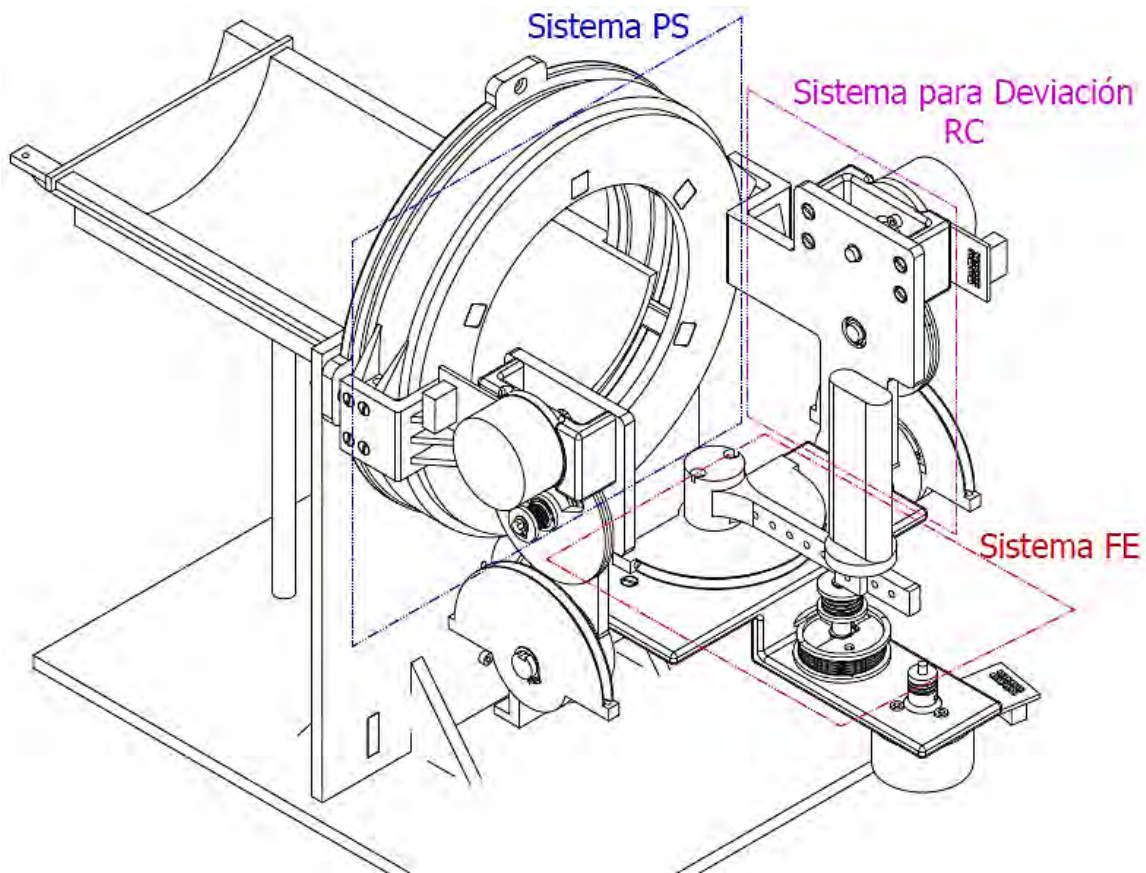


Figura 35. Isométrico exoesqueleto: principales subsistemas.

La figura 35, representa el ensamble final de los 5 subsistemas en los que se dividió el diseño del dispositivo. Además, se han resaltado tres de los cinco subsistemas, ya que son los que sufrieron más cambios al rediseñarse para ser ensamblados. La base para el ensamble y el soporte para el brazo quedaron prácticamente igual, sólo fue necesario hacer algunos barrenos para atornillar.

### **Sistema PS:**

El diámetro interno del ensamble del rodamiento se especificó con base al percentil más alto de la medida del ancho de la mano, revisar tabla 3, siendo de 116 mm para hombres de 60-90 años.

Las modificaciones relevantes se realizaron en la pieza que rota (Fig. 36). Para poder fijar los brazos laterales del dispositivo, se realizaron cuatro barrenos con cuerda en cada lado (Fig. 37). Para la impresión 3D se recomendó generar el barreno en la pieza digital y posteriormente usar un machuelo para hacer la cuerda en la impresión.

El diámetro de los barrenos a los que se le haría cuerda fue calculado con la siguiente ecuación:

$$\phi_B = \phi_M - P$$

Dónde:

$\phi_B$  : Diámetro de la broca (mm, in)

$\phi_M$  : Diámetro del machuelo o tornillo a utilizar (mm, in)

$P$  : Paso del machuelo o tornillo (mm) o  $P = \frac{1}{N}$  (in), N: número de hilos por pulgada.

Para la parte de la transmisión se barrenan las pestañas laterales transversalmente para situar los elementos de la transmisión y la adecuación de un tensor.

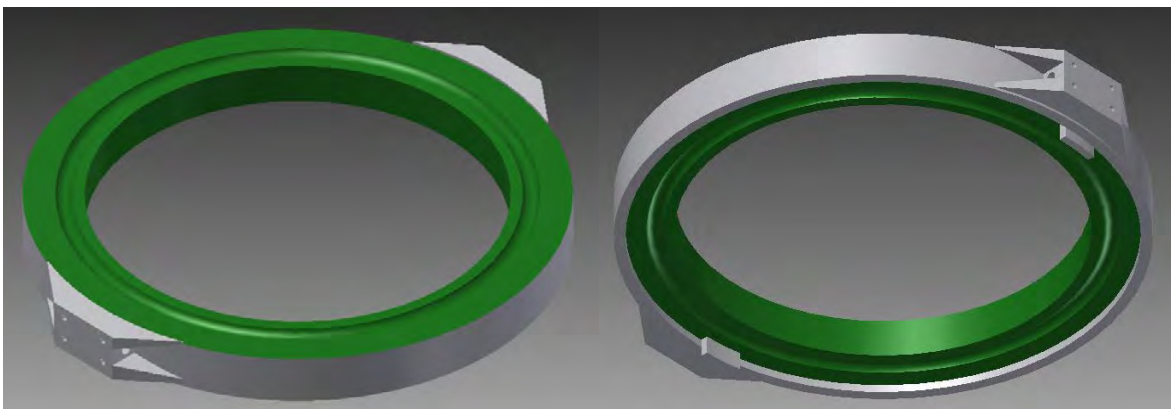


Figura 36. Pieza rotativa.

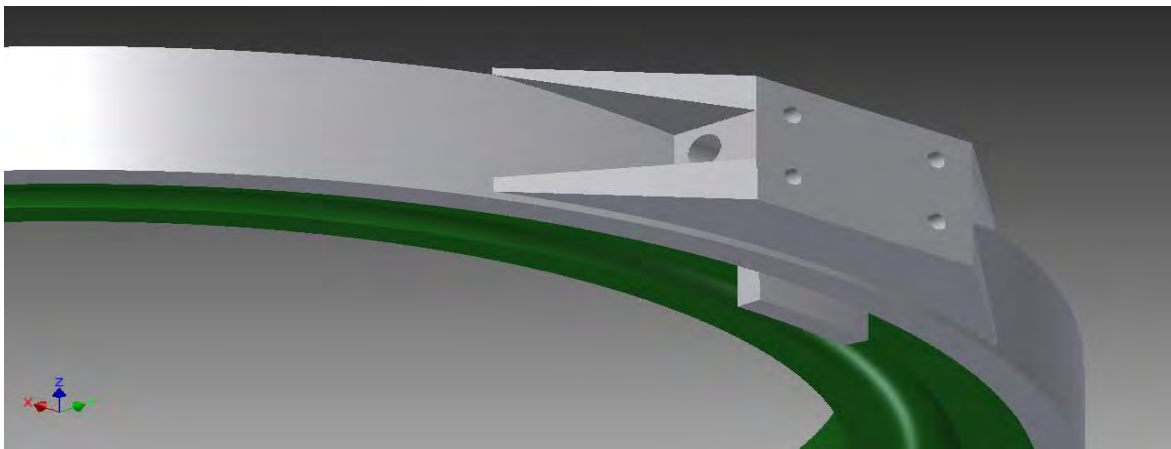


Figura 37. Pieza rotativa: detalle lateral para ensamblar los brazos.

### Sistema para desviación RC:

En este sistema se colocaron nervaduras en los brazos laterales para aumentar su resistencia, se situaron los barrenos para ensamblar la base de los motores y se determinó la ubicación del sistema de poleas para la transmisión de potencia (Fig. 38).

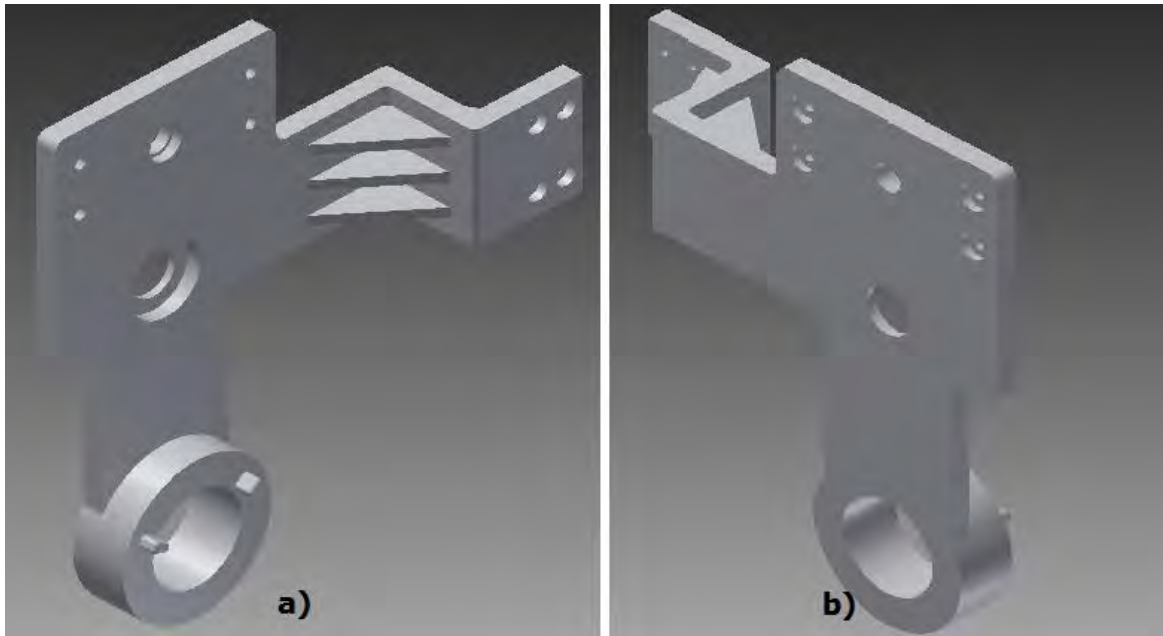


Figura 38. Brazo lateral; a) vista isométrica superior derecha, b) vista isométrica superior izquierda

### Sistema FE:

La plataforma en T, figura 39, fue barrenada para poder ensamblarse al eje y para fijar el motor y el soporte sobre el que se montaría la manilla. Al igual que en las piezas anteriormente mencionadas, se determinó también el espacio que ocuparía el sistema de transmisión por poleas.

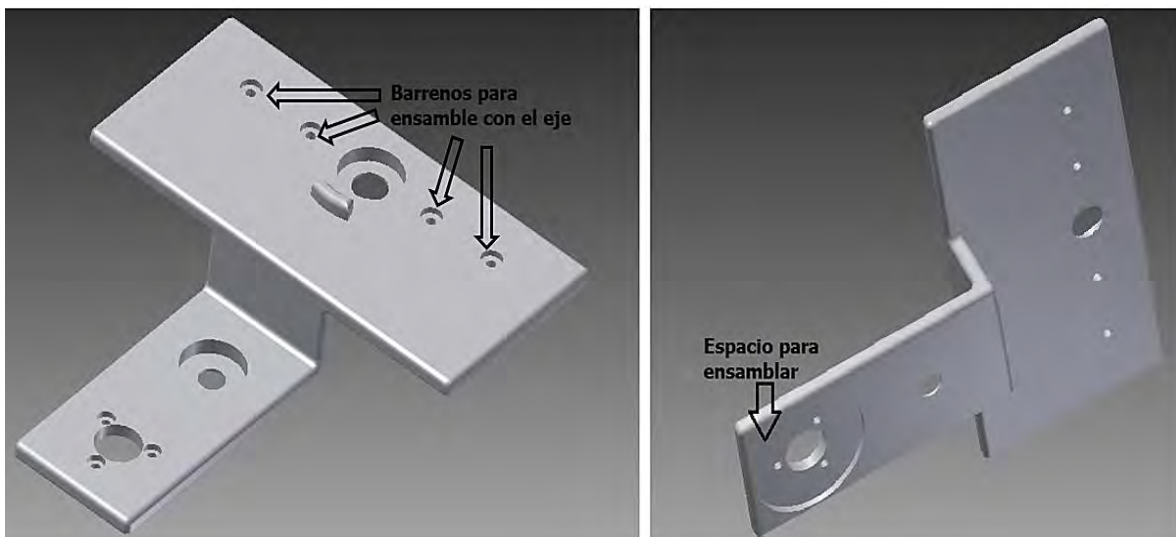
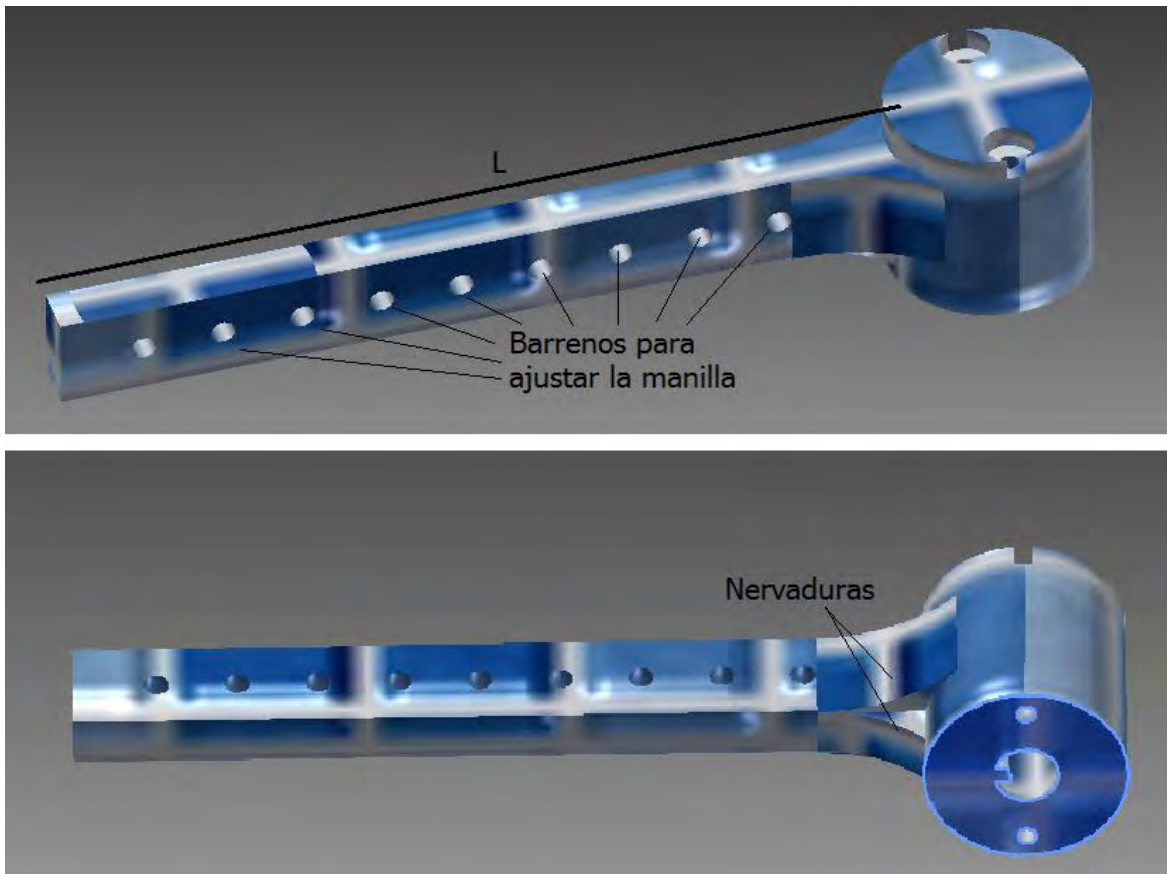


Figura 39. Plataforma en T.

La pieza soporte de la manilla fue barrenada cada centímetro, lo que permitirá deslizar y fijar la manilla (figura 40). El alcance de los barrenos para deslizar la manilla se determinó bajo análisis de movimiento, en el que se midió la longitud de la mano de 10 personas y se les pidió colocar la muñeca sobre una hoja marcada para que tomaran un lápiz y giraran la muñeca en movimiento de flexión-extensión, y así medir la longitud máxima desde el eje de rotación hasta la trayectoria generada (Fig. 41).



**Figura 40. Soporte de la manilla.**

Se calculó el porcentaje de la longitud medida del movimiento de flexión-extensión con respecto a la longitud total de la mano. De los porcentajes obtenidos se obtuvo el promedio y fue el porcentaje que se usó para calcular la distancia mínima a la que debía estar la manilla, de acuerdo al percentil más grande de la medida de longitud de la mano. Para cubrir cualquier error, se dieron 2 cm más al resultado obtenido.

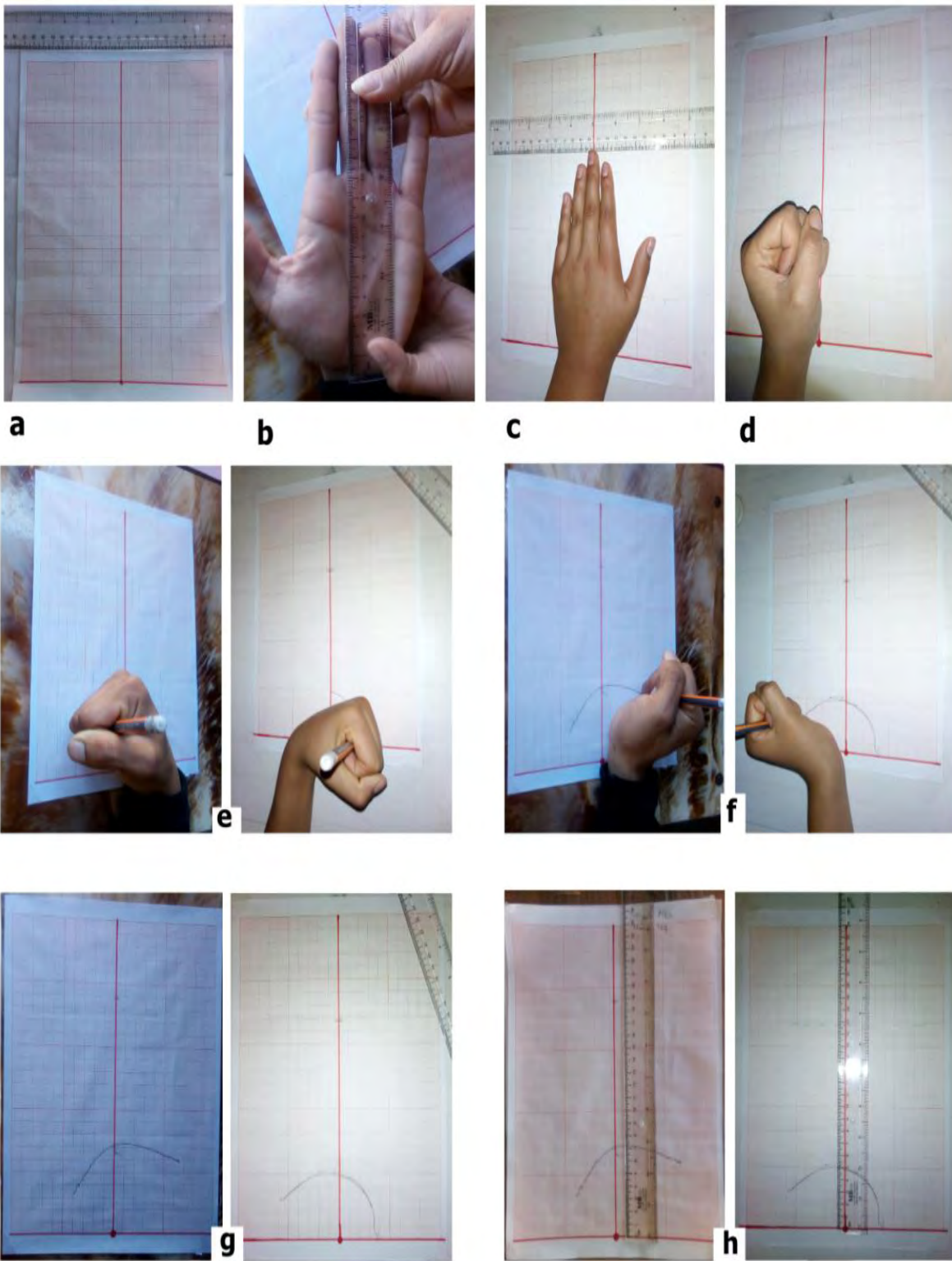


Figura 41. Método usado para determinar longitud mínima de la base para la manilla.

## 4. DISEÑO DE DETALLE

### 4.1. Selección de Material

La propuesta inicial fue realizar un prototipo para verificar el ensamble y funcionamiento de las piezas y el plan a futuro es generar el producto haciendo uso de un material con mejores características mecánicas y mayor tiempo de vida útil.

#### Material Para Prototipo ABS-M30

Debido a su accesibilidad y facilidad de trabajo se usará como material para las piezas del prototipo, ABS-M30 con manufactura por impresión 3D.

El ABS-M30 es un plástico diseñado para manufactura 3D con tecnología de Modelado de fusión por deposición (FDM). Es uno de los materiales más baratos en la gama de termoplásticos.

El material ABS-M30 es ideal para el modelado de piezas de requisitos moderados: prototipos funcionales, guías, ensamblajes, herramientas de fabricación y piezas de uso final, figura 42. Permite reducir el tiempo del ciclo de creación para detectar errores en el diseño o mejorar la funcionalidad.

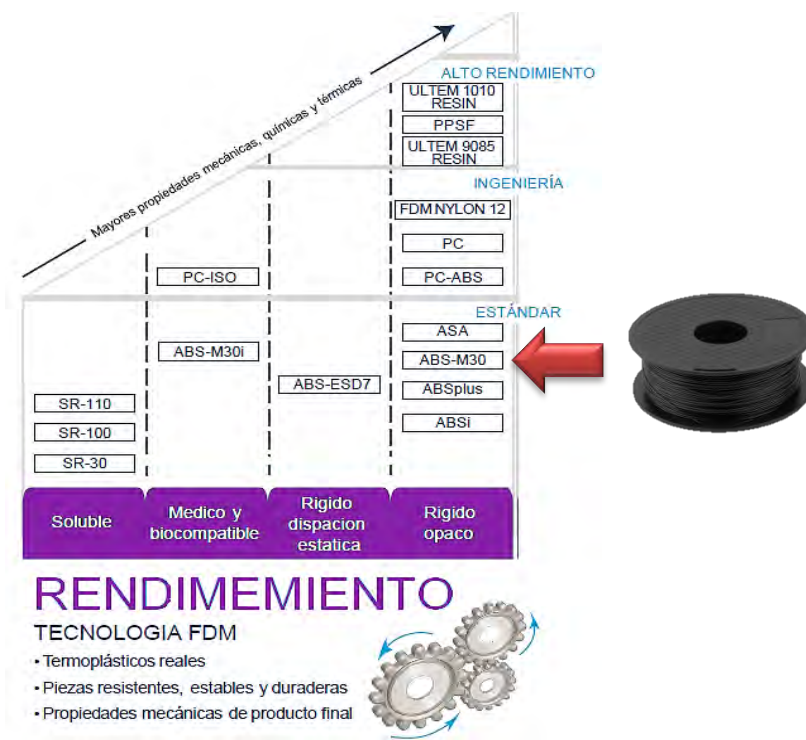


Figura 42. Comparación de materiales usados en Tecnología FDM.

Fuente: pixelsistemas.com

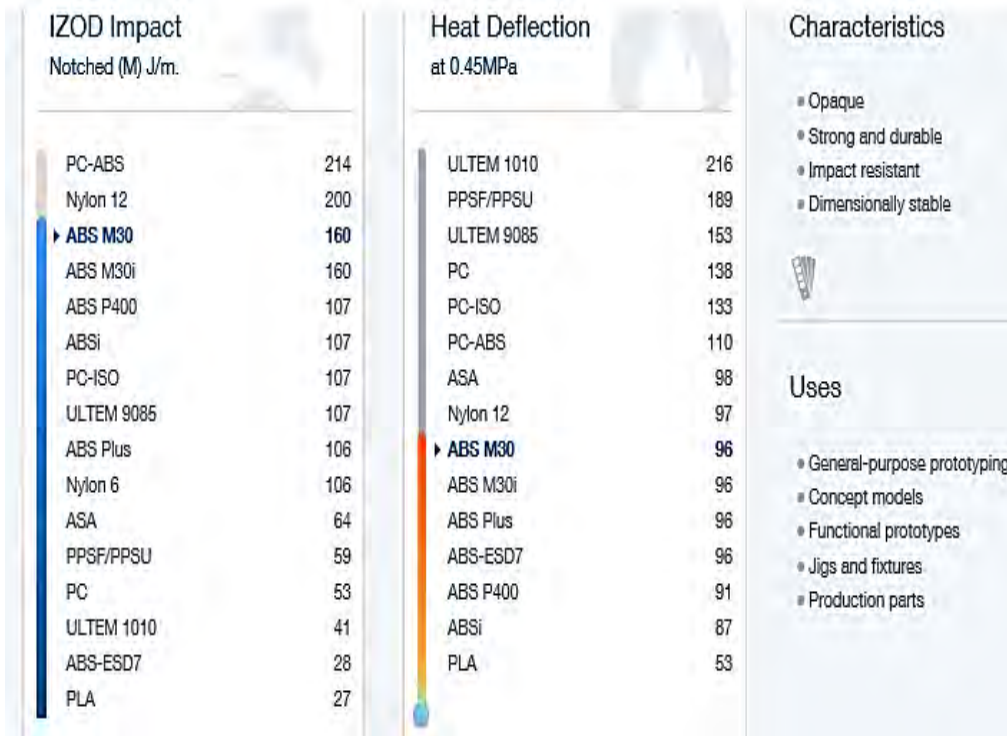


Figura 43. Comparación de materiales usados en Tecnología FDM.

Fuente: pixelsistemas.com

En la figura 43 podemos comparar dos características más del ABS-M30 respecto a otros materiales usados también en tecnología FDM. Como se mencionó, el material se encuentra en un nivel aceptable para generar las piezas del prototipo y posteriormente someterlo a pruebas.

Tabla 13. Adquisición de ABS-M30.

MATERIAL	EMPRESA	CARACTERÍSTICAS	COSTO
ABS-M30	Stratasys	1.5 Kg	\$9,500

El material ABS-M30 se compró en la misma empresa en la que se puede adquirir la impresora 3D que se encuentra en el MADiT-ICAT, UNAM (tabla 13). Impresora 3D Fortus 900mc, (fig. 44): volumen de trabajo; 914x610x914 mm, resolución; 0.178, 0.330 y 0.254 mm, exactitud;  $\pm 0.089$  o  $\pm 0.0015$  mm.



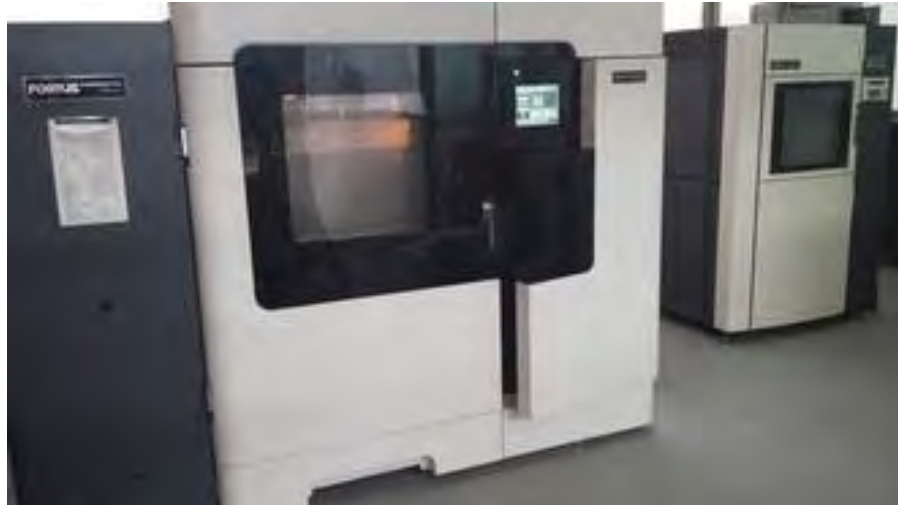


Figura 44. Fortus 900mc. Tecnología FDM en el MADIT-ICAT, UNAM,

### Material para Pieza Final

Se ha propuesto el aluminio como material para la fabricación de las piezas finales, por su accesibilidad, fácil manufactura y por el ámbito en donde se utilizará es fácil de limpiar, una característica requerida por los especialistas del área de rehabilitación.

El aluminio es un material de baja densidad y alta resistencia a la corrosión, puede adquirir más dureza y resistencia debido a las diversas aleaciones a las que se pueden someter empleando manganeso, magnesio, cobre, silicio y otros elementos. (Figura 45)

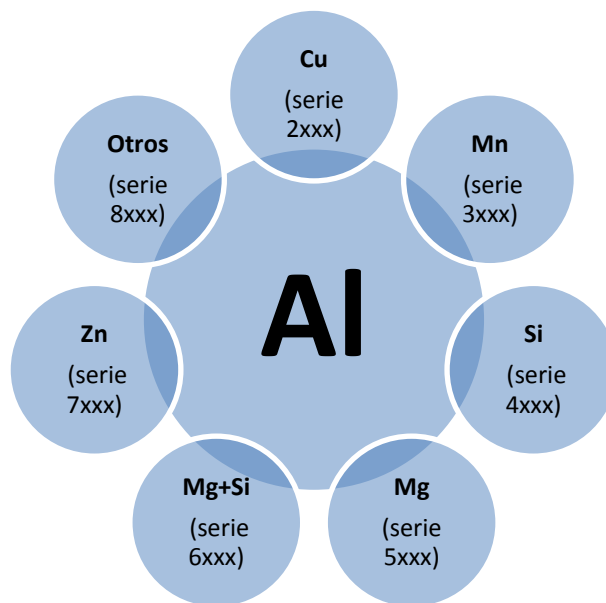


Figura 45. Aluminio y series según el principal elemento de aleación  
Fuente: Creación propia

Ya que la producción del dispositivo en aluminio aún es una propuesta, se recomienda aluminio con serie 2xxx, 6xxx, 7xxx.

**Serie 2xxx.** Este tipo de aluminio posee una gran resistencia mecánica (buena relación dureza-peso) y a la vez tiene una baja resistencia a la corrosión. Entre sus usos se encuentran en ruedas de los camiones y de los aviones, en la suspensión de los camiones, en el fuselaje de los aviones.

Aleaciones comerciales:

- 2024: La aleación presenta un cinco por ciento de cobre. Es muy utilizado en la elaboración de naves aeroespaciales.
- 2024-T351: Aleación de gran dureza y de mayor uso en la industria metalúrgica. Pero tiende a ser frágil al exponerse a temperaturas altas.

**Serie 6xxx.** Posee una proporción de 0.5 por ciento de silicio, y 0.5 por ciento de magnesio. Es una aleación tratable térmicamente. Presentan menor resistencia que el resto de las aleaciones, sin embargo, son fáciles de soldar, maquinar y resistentes a la corrosión. Sus usos comunes son en aplicaciones arquitectónicas, cuadros de bicicleta, equipo de transporte y estructuras soldadas.

Aleaciones comerciales:

- 6026: Aleación extruida con altos estándares de calidad en maquinabilidad y automatización de procesos ya que la rebaba que genera es corta. No contiene estaño evitando fracturas en piezas maquinadas. Usos: Automotriz, eléctrica y electrónica y forjado en caliente.
- 6061: Resistencia mecánica superior a la aleación 6063, excelente resistencia a la corrosión, buena maquinabilidad, suelda satisfactoriamente, tratable térmicamente para maximizar sus propiedades. Usos: Moldes de inyección de plásticos, miembros estructurales, equipo de transportación, fabricación de muebles, barandales, escaleras y puentes.
- 6063: Fácil de extruir, mediana resistencia mecánica, alta resistencia a la corrosión, buen acabado superficial, especial para anodizar. Usos: Perfiles de cancelería, ventanas, puertas, fabricación de muebles, etc.

**Serie 7xxx.** La aleación principal es zinc que va desde 1% al 8%, en ocasiones se agrega magnesio para hacerla una aleación tratable térmicamente. Posee alta dureza, pero baja resistencia a la corrosión. Usos: Para estructuras de aviones, equipos móviles y otras partes altamente forzadas.

Aleaciones comerciales:

- 7050: Se suele emplear para la elaboración de misiles y de naves aeroespaciales.

- 7075: Es un aluminio superior en estabilidad, dureza y uniformidad. Se puede comparar con el acero 1045 / 4140, con excelente resistencia a la corrosión, resistencia al desgaste, 60% más ligero en peso que el acero, buena soldabilidad, puede maquinarse en el proceso de electro erosión en 1/3 del tiempo del acero, reducción en tiempos de maquinado 70% a 80% y es bueno para tratamientos superficiales como el anodizado, cromado y niquelado.

Sin embargo, considerando no sólo las características de la aleación, sino también el grado de comercialización, la serie 6xxx es la más viable para trabajar las piezas del dispositivo. De esta serie se recomienda la aleación 6061, que además de ser de fácil adquisición, posee mejores características mecánicas que las otras de su serie.



**Figura 46. Placa de aluminio ¼ " de espesor.**

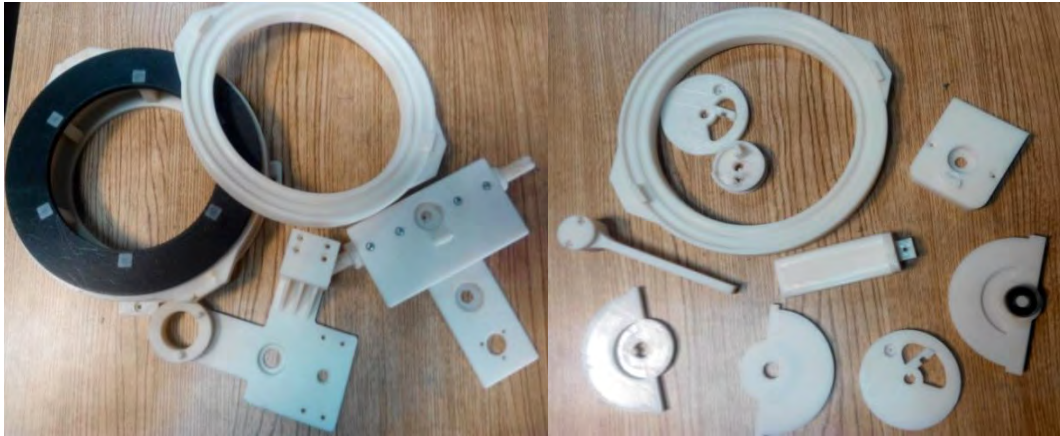
## **4.2. Piezas, adquisición y manufactura**

Las piezas se han manufacturado en el Laboratorio Nacional de Manufactura Aditiva, Digitalización 3D y Tomografía Computarizada (MADiT) mediante tecnología FDM. La impresión 3D es de alta precisión y mejora el tiempo de manufactura de las piezas, además de la amplia gama de materiales con alto rendimiento mecánico de los que se puede hacer uso.

Las piezas diseñadas para el sistema con 3 grados de libertad de la muñeca se imprimieron en ABS-M30.

Antes de manufacturar las piezas, fue necesario hacer modificaciones en las medidas finales de acuerdo con la tolerancia de impresión dada por el encargado del laboratorio.

El acabado de las piezas en impresión 3D puede observarse en la figura 47. Para algunas de las piezas fue necesario hacer pequeños ajustes (figura 48), con lija, para terminar de eliminar el material de soporte, este es producto del método de manufactura por impresión 3D.



**Figura 47. Piezas manufacturadas con Tecnología FDM.**



**Figura 48. Ajuste de piezas impresas.**

Las piezas para la base son de paca de aluminio 6061 cortada por chorro de agua (figura 49). En la figura 50, del lado izquierdo se muestran las piezas de aluminio ensambladas para la base y con el motor de pronosupinación montado.



**Figura 49. Corte por chorro de agua.**



**Figura 50. Base del sistema en placa de aluminio.**

La máquina de corte por chorro de agua utilizada tiene una capacidad de corte de hasta 120 mm de espesor de placas y de 1220 mm X 3010 mm de cualquier material excepto: carburo de tungsteno, vidrio templado, cartón y papel.

Los laboratorios donde se hicieron las piezas se encuentran dentro de las instalaciones en la Unidad de Desarrollo de Prototipos del Instituto de Ciencias Aplicadas y Tecnología (ICAT), UNAM.

### **Otras piezas necesarias para el ensamble:**

Para ensamblar la mayoría de las piezas, se han utilizado tornillos y para evitar que las piezas que se acoplan a los ejes se deslicen sobre los mismos, se adaptaron cuñas y seguros externos para ejes. (Figura 51 y Tabla 14)



**Figura 51. Piezas accesibles en el mercado**

**Tabla 14. Piezas adquiridas para ensamblaje.**

Pieza	Especificaciones	Núm. de elementos	Finalidad
Tornillos milimétricos tipo allen	M3X3.2	13	Fijación de motores con la base
Tornillos	$\frac{1}{8} \times 1$	4	Fijación de piezas
	$\frac{1}{8} \times \frac{1}{2}$	19	
	$\frac{1}{8} \times \frac{3}{4}$	6	
	$\frac{5}{32} \times 1$	2	Tensor
Tuerca hexagonal	$\frac{1}{8}$	7	
	$\frac{5}{32}$	8	
Tuerca cuadrada	$\frac{1}{8}$	6	
Anillos de seguridad para ejes DIN 471	Eje 6 mm	4	Fijar y asegurar elementos en los ejes
	Eje 8 mm	11	
	Eje 12 mm	6	
Rodamientos DIN 625 SKF	6001-2rs 12x28x8	2	Para eje de motores laterales
	608-zz 8x22x7	4	Para ensamble de ejes para sistema de poleas
	618/6-2z 6x13x3.5	1	Para eje de motor Flex-Ext
	104-zz 4x10x4	2	Para ejes de poleas
Balín	$\varnothing = 2.5$ mm	40	Para sistema de rodamiento

En la tabla 14 se enlistan los elementos que se compraron y otros datos de posible interés, en caso de que se deseen adquirir.

### 4.3. Análisis de la Estructura

#### 4.3.1. Análisis de carga estática

Se consideró realizar un análisis de cargas estático del dispositivo para posteriormente poder hacer una simulación de los esfuerzos que se generan en las piezas según las cargas que soportan.

La metodología utilizada para el análisis es la misma utilizada en el libro *Diseño de máquinas: un enfoque integrado*, donde se supone que todas las fuerzas y momentos desconocidos son positivos y sólo se indican los signos de todos los componentes de fuerza conocidos con el propósito de definir sus direcciones. La solución del conjunto de ecuaciones resultantes determinará los signos correspondientes para cada uno de los componentes desconocidos.

El método para el análisis de cargas es de enfoque Newtoniano, basado en las leyes de Newton.

### **Primera Ley de Newton**

*Un cuerpo en reposo tiende a permanecer en reposo, mientras un cuerpo en movimiento a velocidad constante y en línea recta tenderá a mantener esa velocidad, a menos que actúe sobre él una fuerza externa.*

### **Segunda Ley de Newton**

*La razón temporal de momento de un cuerpo es igual a la magnitud de la fuerza aplicada, y actúa en dirección de la fuerza.*

La segunda ley de Newton para un cuerpo sólido se escribe de dos formas, un para fuerzas lineales y otra para momentos o torques.

$$\sum F = ma$$

$$\sum M_G = \dot{H}_G$$

Donde:

F= Fuerza

M=Masa

A=Aceleración

$M_G$ =Momento con respecto al centro de gravedad

$\dot{H}_G$ = Razón de tiempo de cambio del momento o momento angular con respecto al CG.

Para un sistema tridimensional de cuerpos rígidos conectados, las ecuaciones vectoriales de fuerzas lineales se pueden escribir como tres ecuaciones escalares:

$$\sum F_x = ma_x$$

$$\sum F_y = ma_y$$

$$\sum F_z = ma_z$$

Si se eligen coincidentes los ejes  $x$ ,  $y$ ,  $z$  con los principales momentos de inercia del cuerpo (conveniente en cuerpos simétricos), el momento angular del cuerpo se define como:

$$\dot{H}_G = I_x \omega_x \hat{i} + I_y \omega_y \hat{j} + I_z \omega_z \hat{k}$$

Donde  $I_x, I_y, I_z$  son los principales momentos de inercia centroidales de la masa alrededor de los ejes principales. Con respecto a las cuales se obtiene las ecuaciones escalares conocidas como *ecuaciones de Euler*.

$$\sum M_x = I_x \alpha_x - (I_y - I_z) \omega_y \omega_z$$

$$\sum M_y = I_y \alpha_y - (I_z - I_x) \omega_z \omega_x$$

$$\sum M_z = I_z \alpha_z - (I_x - I_y) \omega_x \omega_y$$

### Tercera Ley de Newton

*Establece que cuando dos partículas interactúan, en el punto de contacto habrá dos fuerzas de reacción. Estas dos fuerzas tendrán la misma magnitud y actuarán a lo largo de la misma línea de dirección, pero con sentidos opuestos.*

Se aplica la segunda y tercera ley para determinar las fuerzas sobre los montajes de elementos que actúan uno sobre el otro.

El número de ecuaciones de la segunda ley será hasta seis veces el número de piezas individuales en un sistema tridimensional.

La diferencia entre un escenario de carga dinámica y uno de estática es la presencia o ausencia de aceleraciones. Si las aceleraciones son iguales a cero, las ecuaciones de la segunda ley se reducen a:

$$\begin{array}{ccc} \sum F_x = 0 & \sum F_y = 0 & \sum F_z = 0 \\ \sum M_x = 0 & \sum M_y = 0 & \sum M_z = 0 \end{array}$$

para el caso tridimensional.

Para los productos cruz en las ecuaciones de momentos:

$$\bar{M} = \bar{R} \times \bar{F} = \begin{bmatrix} \hat{i} & \hat{j} & \hat{k} \\ R_x & R_y & R_z \\ F_x & F_y & F_z \end{bmatrix} = \begin{vmatrix} R_y & R_z \\ F_y & F_z \end{vmatrix} \hat{i} - \begin{vmatrix} R_x & R_z \\ F_x & F_z \end{vmatrix} \hat{j} + \begin{vmatrix} R_x & R_y \\ F_x & F_y \end{vmatrix} \hat{k}$$

Recordando que dicho producto vectorial puede expandirse a

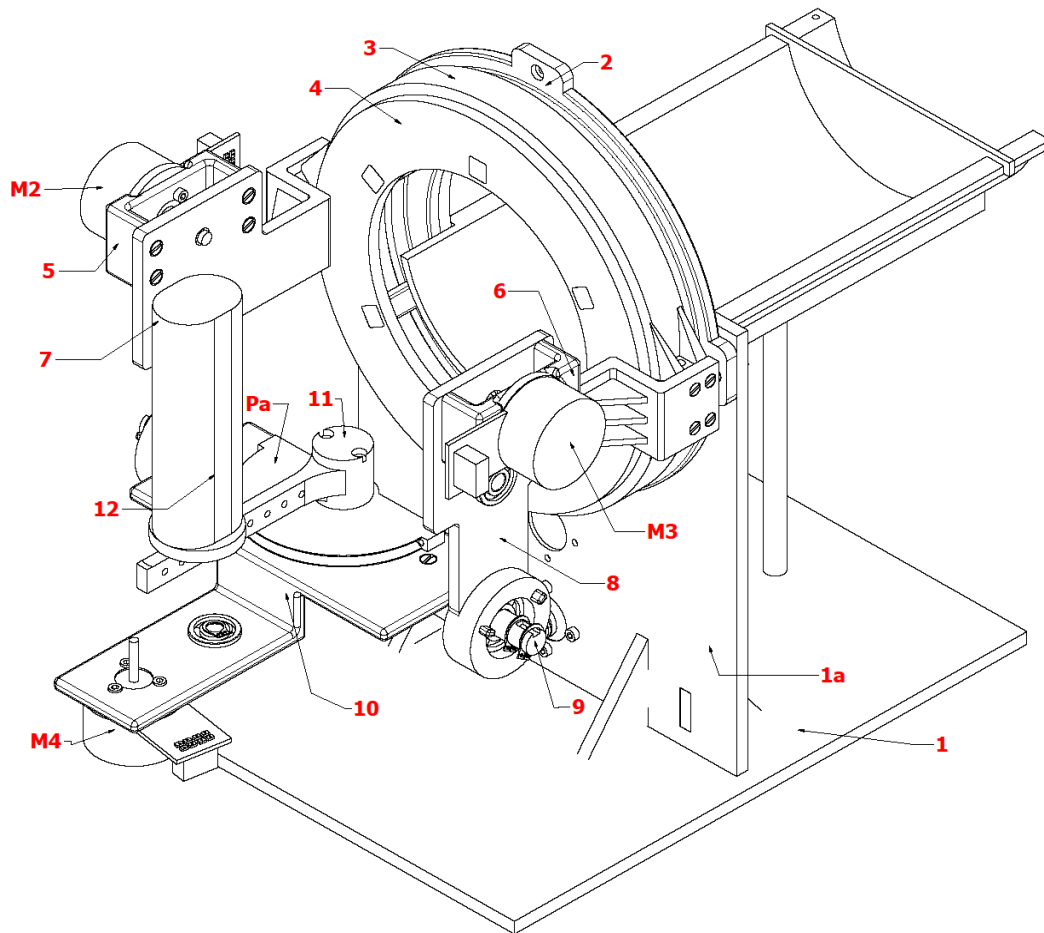
$$\sum M_x = F_z R_y - F_y R_z$$

$$\sum M_y = F_x R_z - F_z R_x$$



$$\sum M_z = F_y R_x - F_x R_y$$

Con base en la teoría expuesta, se enumeraron las piezas que se encuentran principalmente involucradas con el movimiento del mecanismo, figura 52.



**Figura 52. Relevantes para el análisis de cargas.**

Para cada pieza se obtuvieron la masa, el peso y las distancias de los puntos de ensamble con respecto a su centro de gravedad que son indispensables para la solución de las ecuaciones finales. Hasta este punto, los programas de diseño son de gran ayuda al facilitar la obtención de estas características con base al material asignado e incluso nos muestra el centro de gravedad de las piezas.

En la tabla 15 tenemos el material, densidad, volumen, masa y peso de las piezas enumeradas en la figura 52, para el análisis estático.

**Tabla 15: Piezas relevantes para el análisis de cargas.**  
**Fuente: Creación propia. Ensamble Final**

No.	Piezas	Material	Densidad [Kg/m <sup>3</sup> ]	Vol [m <sup>3</sup> ]	Masa [Kg]	Peso [N]
1	Pieza horizontal base	Aluminio	2712.7	0.0004604	1.2489	12.2516
1a	Pieza vertical base	Aluminio	2712.7	0.0002565	0.6959	6.8270
2	Disco base	ABS	1060	0.0002153	0.2282	2.2387
3	Disco opresor	ABS	1060	0.0000886	0.0939	0.9212
4	Disco movil	ABS	1060	0.0000200	0.0212	0.2084
5	Base motor 2	ABS	1060	0.0000158	0.0167	0.1641
6	Base motor 3	ABS	1060	0.0000158	0.0167	0.1641
7	Brazo Izquierdo	ABS	1060	0.0000770	0.0816	0.8008
8	Brazo Derecho	ABS	1060	0.0000770	0.0816	0.8008
9	Eje Desviacion RadioCubital	ABS	1060	0.0000539	0.0572	0.5609
10	Plataforma en T	ABS	1060	0.0000892	0.0945	0.9275
11	Soporte de la manilla	ABS	1060	0.0000202	0.0215	0.2105
12	Manilla	ABS	1060	0.0001251	0.1326	1.3005
M2	Motor 2	Varios			0.1400	1.3734
M3	Motor 3	Varios			0.1400	1.3734
M4	Motor 4	Varios			0.1400	1.3734
pa	Polea eje Flex-Ext	ABS	1060		0.0240	0.2354
Mn	Mano				0.6475	6.3520

La masa de la mano se determinó haciendo una comparación (regla de tres). Regresando a la tabla 3, en la que tenemos las dimensiones antropométricas que se considerarán, para fines prácticos conviene hacer los cálculos con los valores más grandes para disminuir errores. Así que tomamos el percentil más alto de masa corporal, la cual es de 92.5 Kg en adultos mayores de sexo masculino.

Con ayuda del programa se determinaron los pesos de cada pieza con respecto al material que se utilizará para manufacturarlas, de la misma manera, se puede medir la distancia desde el centro de gravedad de la pieza hasta el punto de ensamble con otra, datos que necesitamos para determinar las fuerzas de reacción que se generan.

A partir de la Tercera Ley de Newton deducimos las siguientes ecuaciones, relacionando los elementos en contacto:

$$\begin{aligned} -F_{12x} &= F_{21x} \\ -F_{12y} &= F_{21y} \\ -F_{12z} &= F_{21z} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} F_{23x} &= -F_{32x} \\ F_{23y} &= -F_{32y} \end{aligned}$$

$$F_{23z} = -F_{32z}$$

$-F24x = F42x =$	$FM410z = -F10M4z$	$M68z = -M86z$
$-F34x = F43x$		
$-F24y = F42y =$	$Fpa10x = -F10pax$	$MM36x = -M6M3x$
$-F34y = F43y$	$Fpa10y = -F10pay$	$MM36y = -M6M3y$
	$Fpa10z = -F10paz$	$MM36z = -M6M3z$
$-F24z = F42z =$	$-Fpa11x = F11pax$	$M89y = -M98y =$
$-F34z = F43z$	$-Fpa11y = F11pay$	$M79y = -M97y$
	$-Fpa11z = F11paz$	$M89z = -M98z$
$-F48x = F84x$		$= M79z = -M97z$
$-F48y = F84y$	$-F1112x = F1112x$	
$-F48z = F84z$	$-F1112y = F1112y$	$MM410x = -M10M4x$
	$-F1112z = F1112z$	$MM410y = -M10M4y$
$-F68x = F86x$		$MM410z = -M10M4z$
$-F68y = F86y$	$M12x = -M21x$	
$-F68z = F86z$	$M12y = -M21y$	$Mpa10x = -M10pax$
$FM36x = -F6M3x$	$M23x = -M32x$	$Mpa10z = -M10paz$
$FM36y = -F6M3y$	$M23y = -M32y$	
$FM36z = -F6M3z$	$M23z = -M32z$	$Mpa11x = -M11pax$
$-F89x = F98x =$		$Mpa11y = -M11pay$
$-F79x = F97x$	$M34x = -M43x =$	$Mpa11z = -M11paz$
$-F89y = F98y =$	$M24x = -M42x$	
$-F79y = F97y$		$M910x = -M109x$
$-F89z = F98z =$	$M34y = -M43y =$	$M910y = -M109y$
$-F79z = F97z$	$M24y = -M42y$	$M910z = -M109z$
$-F910x = F109x$	$M48x = -M84x$	
$-F910y = F109y$	$M48y = -M84y$	$M1112x = -M1211x$
$-F910z = F109z$	$M48z = -M84z$	$M1112y = -M1211y$
		$M1112z = -M1211z$
$FM410x = -F10M4x$	$M68x = -M86x$	
$FM410y = -F10M4y$	$M68y = -M86y$	

las cuales tendremos en cuenta al determinar las ecuaciones con respecto al montaje de cada una de las piezas.

Ecuaciones para la pieza 2, figura 53:

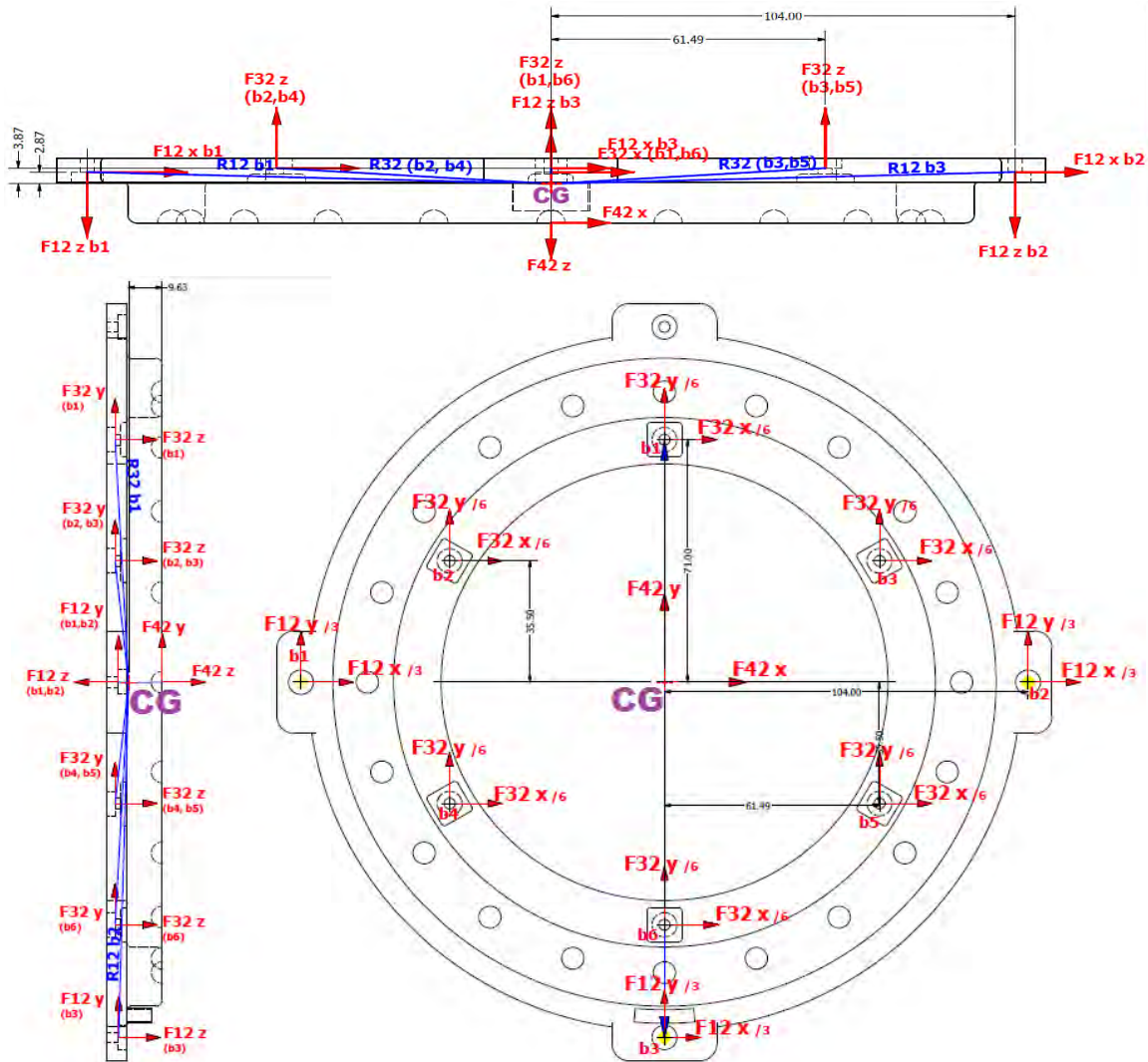


Figura 53. Disco base: Fuerzas y distancias respecto al CG.

**Nota:** De aquí en adelante, todos los parámetros remarcados con negritas hacen referencia a las variables que se desean conocer y no a un producto vectorial como otros autores suelen manejarlo.

$$\sum F_x = -F_{24x} + F_{32x} + F_{12x} = 0$$

$$\sum F_y = -F_{24y} + F_{32y} + F_{12y} - W = 0$$

$$\sum F_z = -F_{24z} + F_{32z} + F_{12z} = 0$$

$$\sum M_x = -(-F_{24y})(R_{42z}) + (F_{32z})(R_{32yb1}) - F_{32y}(R_{32zb1}) + (F_{12z})(R_{12yb3}) - F_{12y}(R_{12zb3}) + M_{42x} + M_{32x} + M_{12x} = 0$$

$$\sum M_y = (-F_{24x})(R_{42z}) + (F_{32x})(R_{32zb2}) - F_{32z}(R_{32xb2}) + (F_{12x})(R_{12zb1}) - F_{12z}(R_{12xb1}) + M_{42y} + M_{32y} + M_{12y} = 0$$

$$\sum M_z = (\mathbf{F32y}(R32xb2) - \mathbf{F32x}(R32yb2)) + (\mathbf{F12y}(R12xb1) - \mathbf{F12x}(R12yb3)) + \mathbf{M32z} + \mathbf{M12z} = 0$$

Ecuaciones para la pieza 3, figura 54:

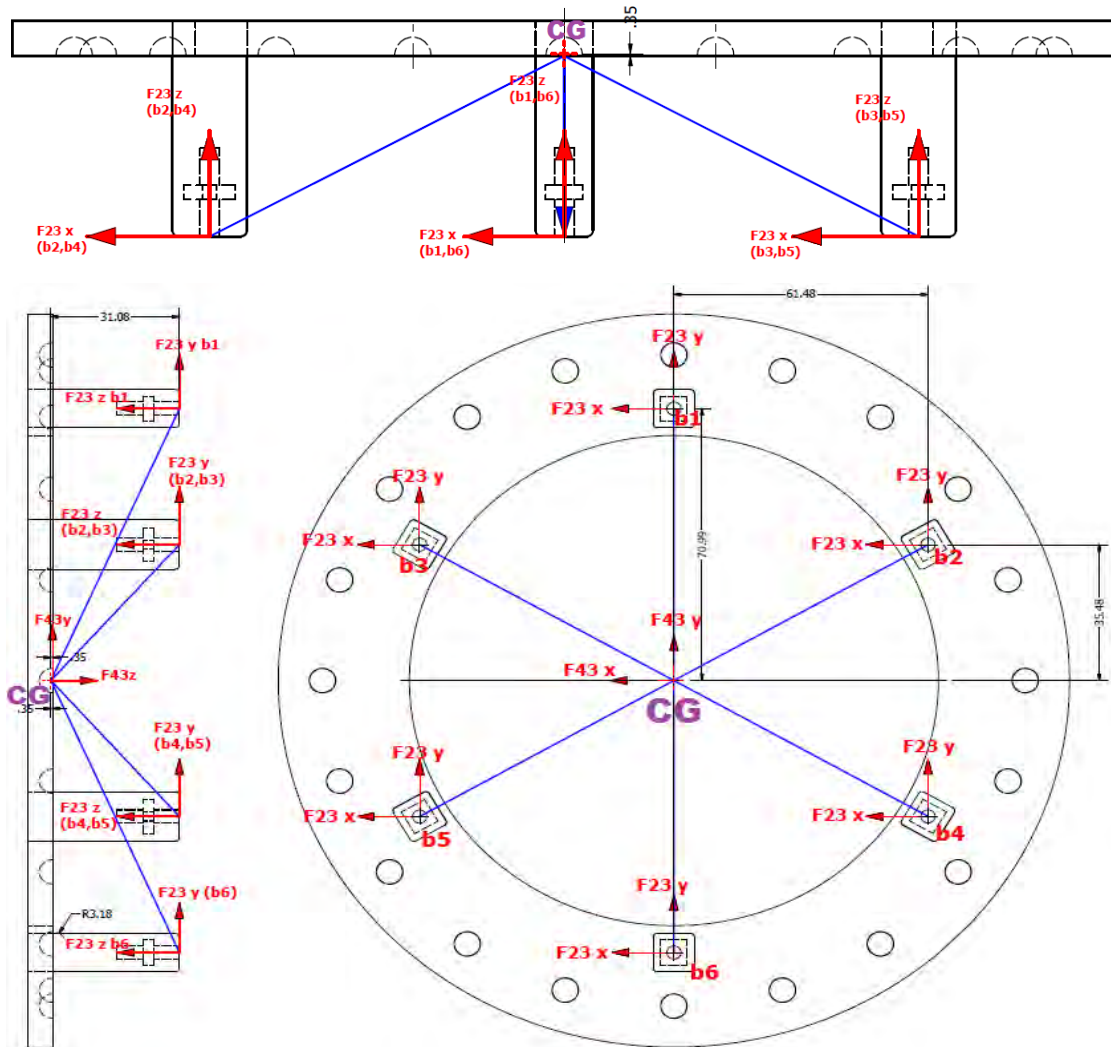


Figura 54. Disco oprimor: Fuerzas y distancias respecto al CG.

$$\sum F_x = -\mathbf{F24x} + (-\mathbf{F32x}) = 0$$

$$\sum F_y = -\mathbf{F24y} + (-\mathbf{F32y}) - \mathbf{W3} = 0$$

$$\sum F_z = -\mathbf{F24z} + (-\mathbf{F32z}) = 0$$

$$\sum M_y = (-\mathbf{F24z}(R43y) - (-\mathbf{F24y})(R43z)) + (-\mathbf{F32z}(R23yb1) + \mathbf{F32y}(R23zb1)) + \mathbf{M42x} + (-\mathbf{M32x})$$

$$\sum M_y = -\mathbf{F24x}(R43z) + (-\mathbf{F32x}(R23zb2) + \mathbf{F32z}(R23xb2)) + \mathbf{M42y} + (-\mathbf{M32y}) = 0$$

$$\sum M_z = (-F32y (R23xb2) + F32x (R23yb2)) + (-M32z) = 0$$

Ecuaciones para la pieza 4, figura 55-(a,b,c):

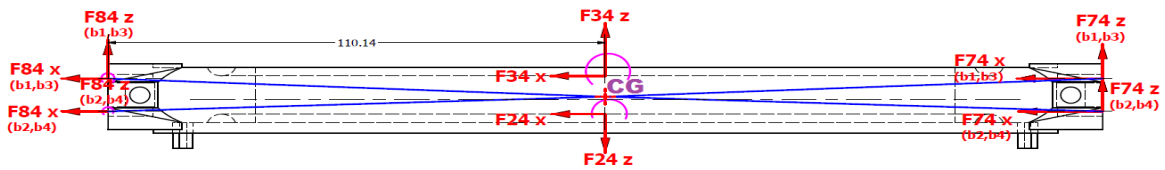


Figura 55-a. Disco móvil: Fuerzas y distancias respecto al CG. Vista superior.

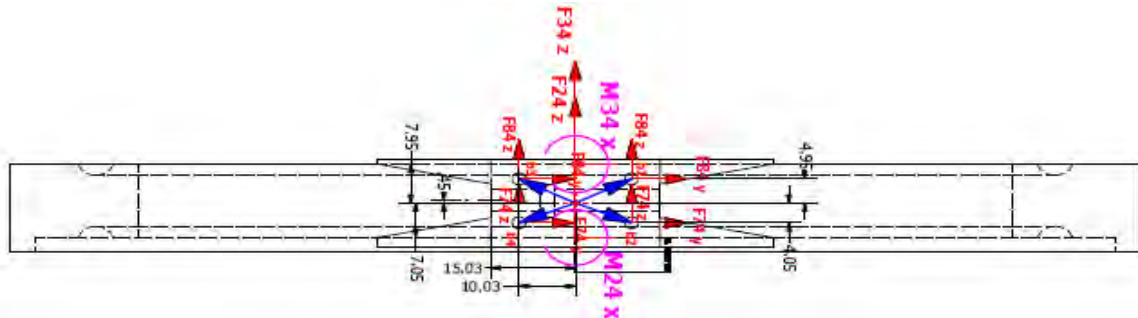


Figura 55-b. Disco móvil: Fuerzas y distancias respecto al CG. Vista lateral.

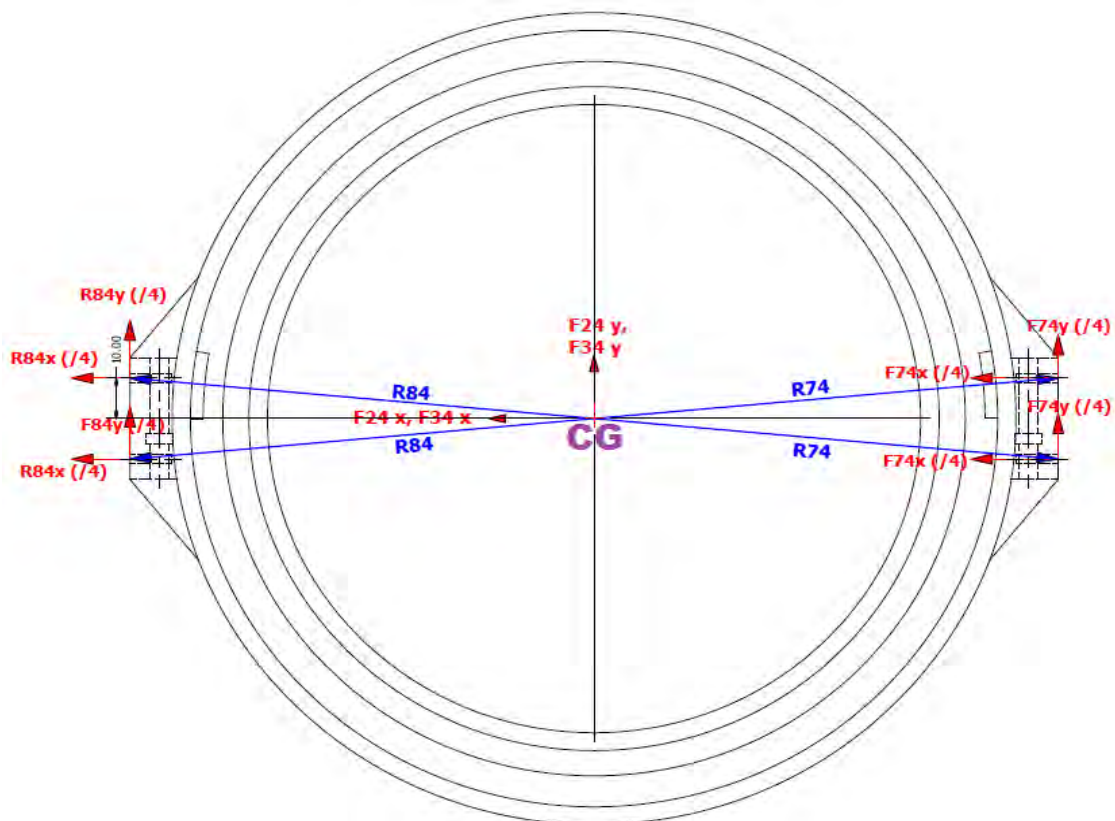


Figura 55-c. Disco móvil: Fuerzas y distancias respecto al CG. Vista frontal.

$$\begin{aligned}\sum F_x &= -F48x + F24x + F24x = 0 \\ \sum F_y &= -F48y + F24y + F24y - W4 = 0 \\ \sum F_z &= -F48z + F24z + F24z = 0\end{aligned}$$

$$\sum M_x = (-F48z (R84yb1) + F48y (R84zb1)) + (F24z (R24y) - F24y (R24z)) + (F24z (R34y) - F24y (R34z)) + M84x + (-M42x) + (-M42x) = 0$$

$$\sum M_y = (-F48x (R84zb1) + F48z (R84xb1)) + (F24x (R34z) - F24z (R34x)) + (F24x (R24z) - F24z (R24x)) + M84y + (-M42y) + (-M42y) = 0$$

$$\sum M_z = (-F48y (R84xb1) + F48x (R84yb1)) + M84z = 0$$

Ecuaciones para pieza 5 (las ecuaciones son similares para la pieza 6), figura 56:

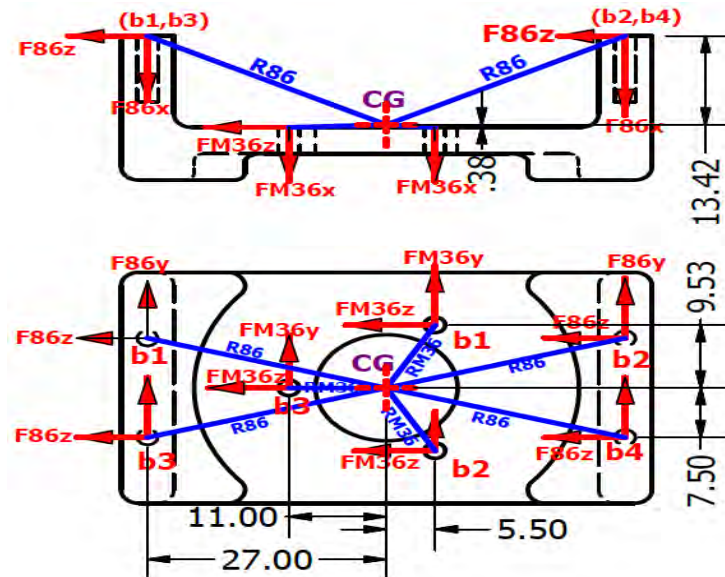


Figura 56. Base del motor M2 y M3: Fuerzas y distancias respecto al CG.

$$\begin{aligned}\sum F_x &= F86x - F6M3x = 0 \\ \sum F_y &= F86y - F6M3y - W6 = 0 \\ \sum F_z &= F86z - F6M3z = 0\end{aligned}$$

$$\sum M_x = (F86z (R86yb1) - F86y (R86zb1)) + (-F6M3z (RM36yb1) + F6M3y (RM36zb1)) + M86x + (-M6M3x) = 0$$

$$\sum M_y = (F86x (R86zb1) - F86z (R86xb1)) + (-F6M3x (RM36zb1) + F6M3z (RM36xb1)) + M86y + (-M6M3y) = 0$$

$$\sum M_z = (F86y (R86xb1) - F86x (R86yb1)) + (-F6M3y (RM36xb1) + F6M3x (RM36yb1)) + M86z + (-M6M3z) = 0$$

Ecuaciones para el motor M3 (las ecuaciones son similares para M2), figura 57:

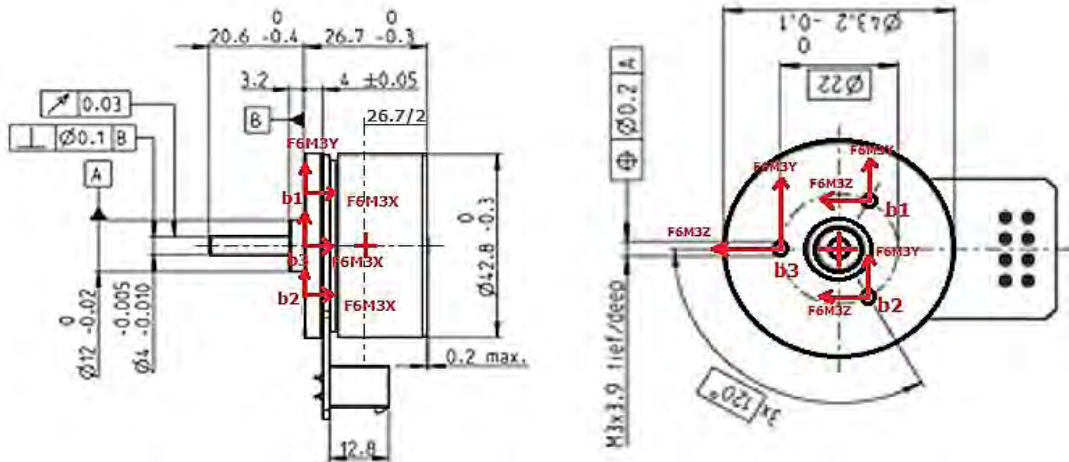


Figura 57. Motores M2 y M3: Fuerzas y distancias respecto al CG.

$$\sum F_x = F6M3x = 0$$

$$\sum F_y = F6M3y - WM3 = 0$$

$$\sum F_z = F6M3z = 0$$

$$\sum M_x = (F6M3z (R6M3yb1) - F6M3y (R6M3zb1)) + M6M3x = 0$$

$$\sum M_y = (F6M3x (R6M3zb1) - F6M3z (R6M3xb1)) + M6M3y = 0$$

$$\sum M_z = (F6M3y (R6M3xb1) - F6M3x (R6M3yb1)) + M6M3z = 0$$

Cabe mencionar que en el motor se usó la masa que proporciona su hoja de datos de especificaciones, así como sus dimensiones. Sin embargo, para usos prácticos se estableció que el centro de gravedad se encontraría en el centro del cilindro más grande que compone el cuerpo del motor. Al reproducir la pieza en el programa CAD, el centro de gravedad se encuentra alejado del centro establecido, por milésimas de milímetro y al no contar con un equipo para determinar la ubicación exacta se propuso la solución anterior, después de todo no afecta en gran medida a los cálculos del análisis.

Ecuaciones para pieza 8 (las ecuaciones son similares para la pieza 7), figura 58-(a,b):

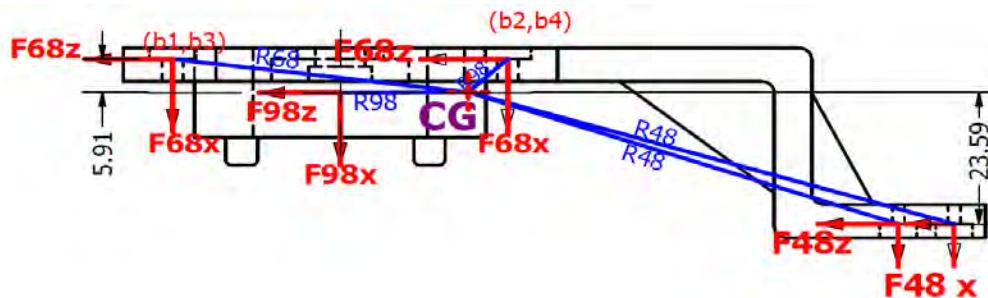


Figura 58-a. Brazo Izquierdo: Fuerzas y distancias respecto al CG. Vista superior.



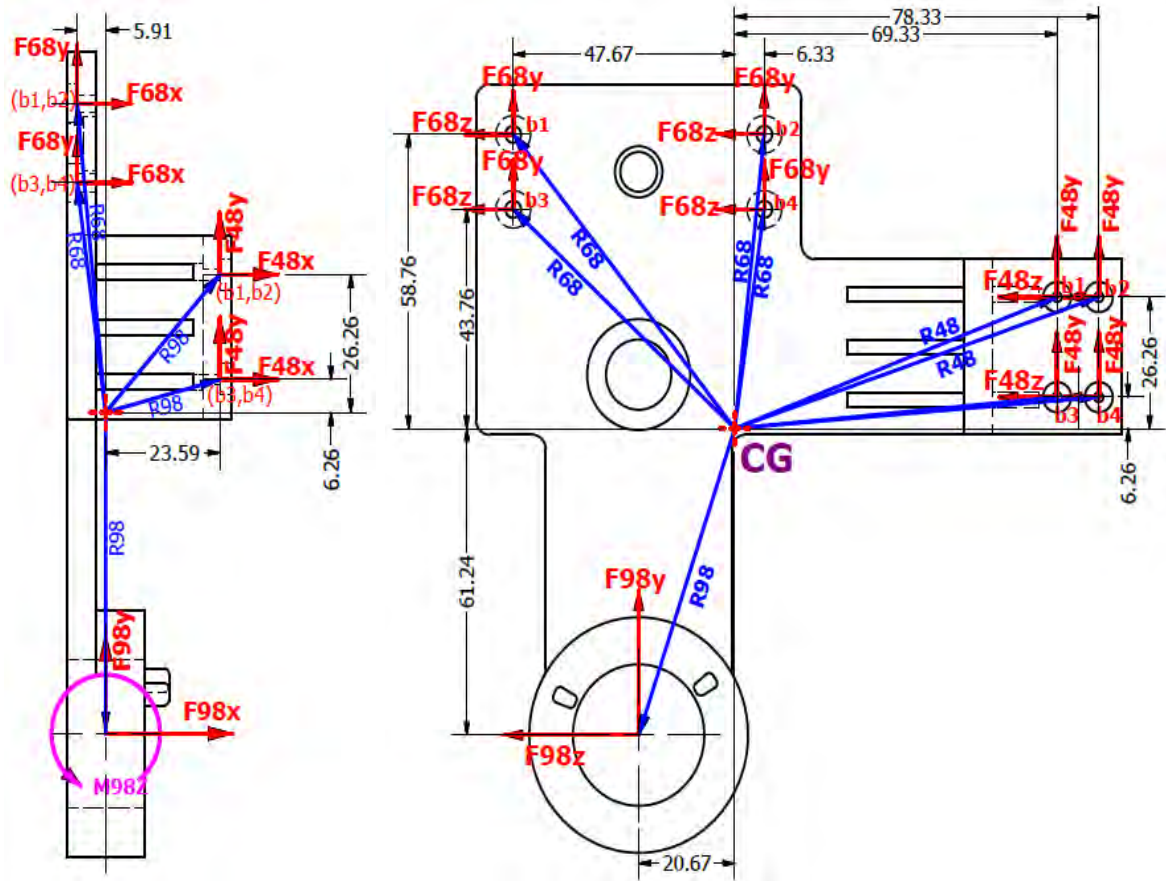


Figura 58-b. Brazo Izquierdo: Fuerzas y distancias respecto al CG. Vistas frontal y lateral, respectivamente.

$$\sum F_x = -F89x - F86x + F48x = 0$$

$$\sum F_y = -F89y - F86y + F48y - W8 = 0$$

$$\sum F_z = -F89z - F86z + F48z = 0$$

$$\sum M_x = (-F89z (R98y) + F89y (R98z)) + (-F86z(R68yb1) + F86y(R68zb1)) + (F48z(R48yb1) - F48y(R48zb1)) + (-M86x) + (-M84x) = 0$$

$$\sum M_y = F89x (R98z) + (-F86x (R68zb1) + F86z (R68xb1)) + (F48x (R48zb1) - F48z (R48xb1)) + M98y + (-M86y) + (-M84y) = 0$$

$$\sum M_z = (F89x(R98y)) + (-F86y(R68xb1) + F86x(R68yb1)) + (F48y(R48xb1) - F48x(R48yb1)) + M98z + (-M86z) + (-M84z) = 0$$

Ecuaciones para la pieza 9, figura 59:

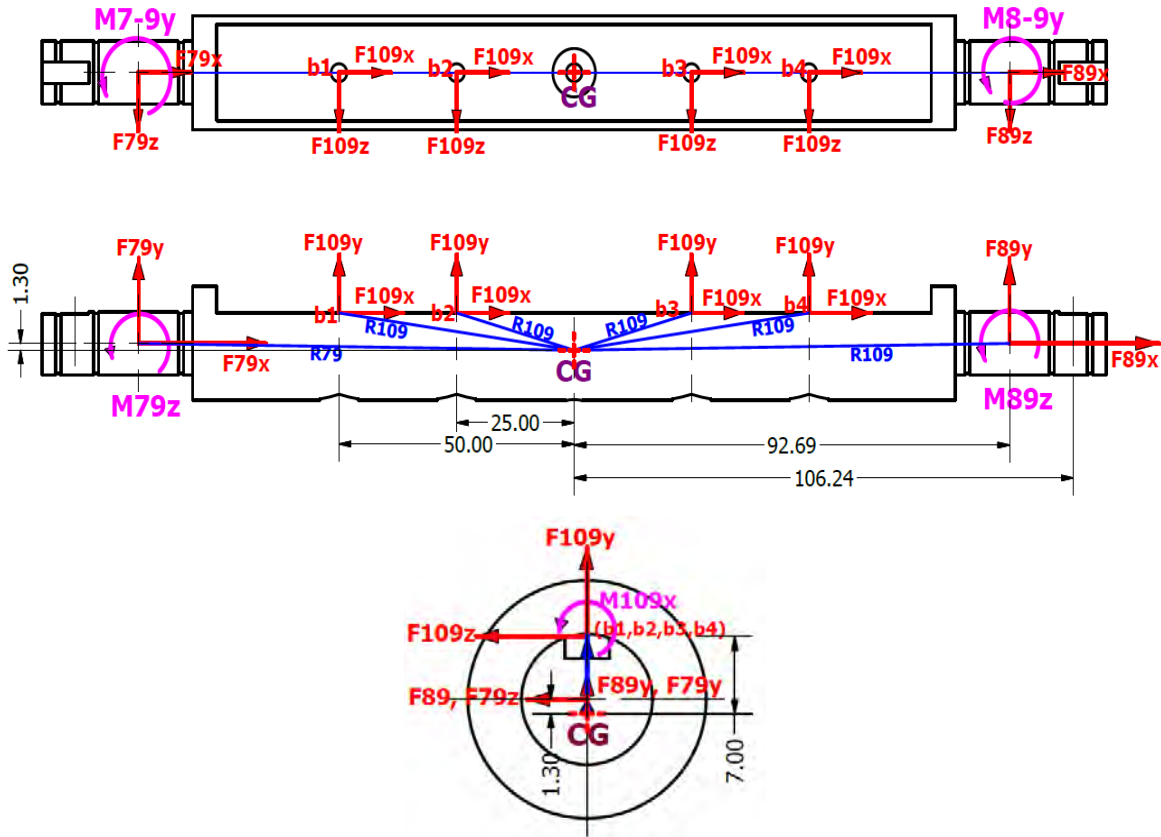


Figura 59. Eje desviación Radiocubital: Fuerzas y distancias respecto al CG.

$$\sum F_x = -F910x + F89x + F79x = 0 ; \quad F89x = F79x$$

$$\sum F_y = -F910y + F89y + F79x - W9 = 0 ; \quad F89y = F79y$$

$$\sum F_z = -F910z + F89z + F79z = 0 ; \quad F89z = F79z$$

$$\sum M_x = (-F910z (R109yb1) + F910y (R109zb1)) + (F89z (R89y)) + (F89z (R79y)) + M109x = 0$$

$$\sum M_y = F910x(R109zb1) - F910z(R109xb1) + (F89x(R79z) + F89x(R89z)) + M109y + (-2M98y) = 0$$

$$\sum M_z = (-F910y(R109xb1) + F910x(R109yb1)) + (F89y(R89x) - F89x(R89y)) + (F89y(R79x) - F89x(R79y)) + M109z + (-2M98z) = 0$$

Ecuaciones para motor M4, figura 60:

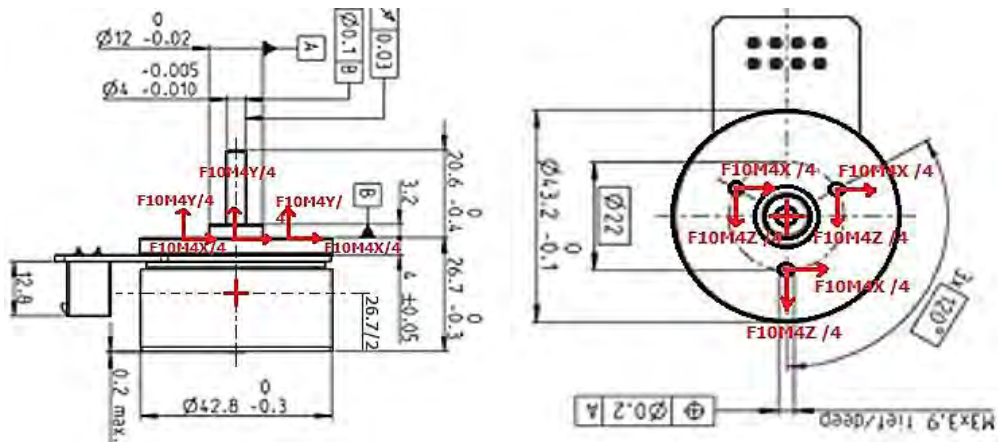


Figura 60. Motor M4: Fuerzas y distancias respecto al CG. Vista lateral y superior respectivamente.

$$\sum F_x = F10M4x = 0$$

$$\sum F_y = F10M4y - WM4 = 0$$

$$\sum F_z = F10M4z = 0$$

$$\sum M_x = (F10M4z(R10M4yb1) - F10M4y(R10M4zb1)) + M10M4x = 0$$

$$\sum M_y = (F10M4x(R10M4zb1) - F10M4z(R10M4xb1)) + M10M4y = 0$$

$$\sum M_z = (F10M4y(R10M4xb1) - F10M4x(R10M4yb1)) + M10M4z = 0$$

Ecuaciones para pieza 10, figura 61-(a,b):

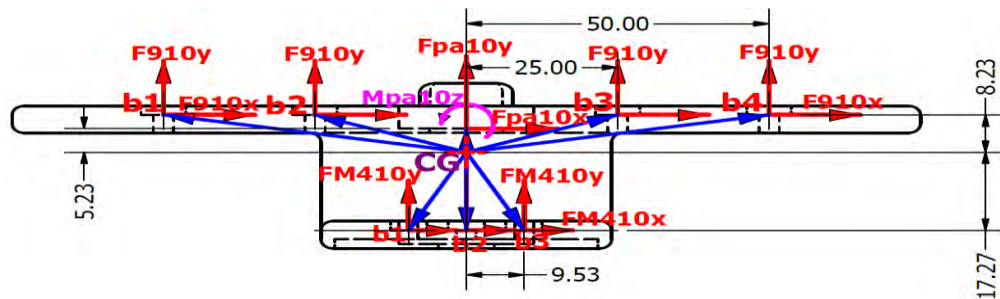


Figura 61-a. Plataforma en T: Fuerzas y distancias respecto al CG.

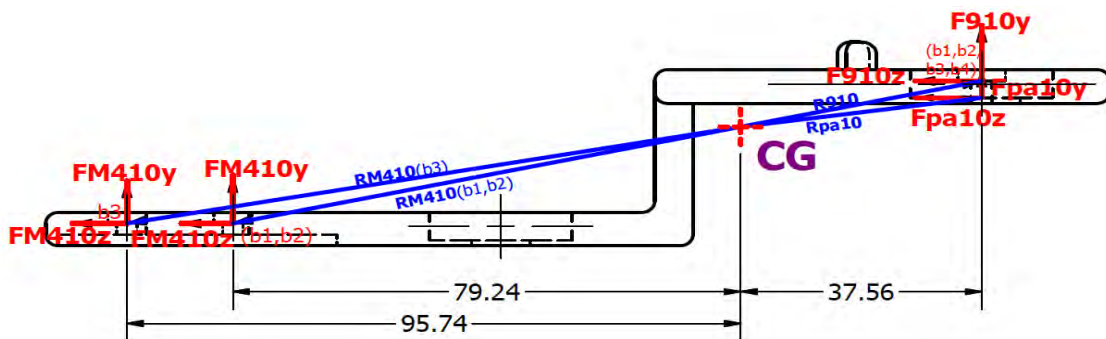


Figura 61-b. Plataforma en T: Fuerzas y distancias respecto al CG.

$$\begin{aligned}\sum F_x &= F910x - F10pax - F10M4x = 0 \\ \sum F_y &= F910y - F10pay - F10M4y - W10 = 0 \\ \sum F_z &= F910z - F10paz - F10M4z = 0\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\sum M_x &= (F910z(R910yb1) - F910y(R910zb1)) + (-F10paz(Rpa10y) + F10pay(Rpa10z)) + \\ &(-F10M4z(RM410yb1) + F10M4y(RM410zb1)) + (-M109x) + (-M10pax) + (-M10M4x) = 0\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\sum M_y &= (F910x(R910zb1) - F910z(R910xb1)) + (F10paz(Rpa10x)) + (-F10M4x(RM410zb1) + \\ &F10M4z(RM410xb1)) + (-M10M4y) + (-M109y) = 0\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\sum M_z &= (F910y(R910xb1) - F910x(R910yb1)) + (F10pax(Rpa10y)) + (-F10M4y(RM410xb1) + \\ &F10M4x(RM410yb1)) + (-M10paz) + (-M109z) + (-M10M4z) = 0\end{aligned}$$

Ecuaciones para polea *pa*, figura 62-(a,b):

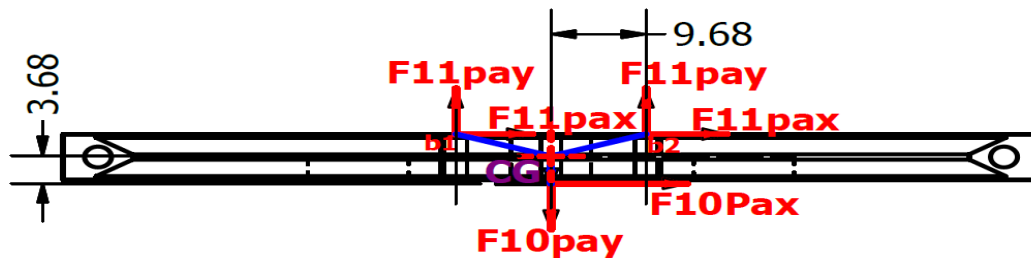


Figura 62-a. Polea eje Flex-Ext: Fuerzas y distancias respecto al CG. Vista frontal.

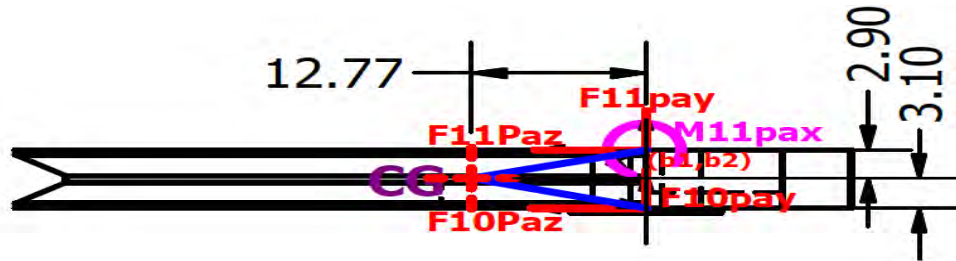


Figura 62-b. Polea eje Flex-Ext: Fuerzas y distancias respecto al CG. Vista lateral.

$$\begin{aligned}\sum F_x &= -Fpa11x + F10pax = 0 \\ \sum F_y &= -Fpa11y + F10pay - Wpa = 0 \\ \sum F_z &= -Fpa11z + F10paz = 0\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\sum M_x &= (-Fpa11z(R11payb1) + Fpa11y(R11pazb1)) + (F10paz(R10pay) - F10pay(R10paz)) + \\ &M11pax + M10pax = 0\end{aligned}$$

$$\sum M_y = (-Fpa11x(R11pazb1) + Fpa11z(R11paxb1)) + F10pax(R10paz) + M11pay = 0$$

$$\begin{aligned}\sum M_z &= (-Fpa11y(R11paxb1) + Fpa11x(R11payb1)) + (-F10pax(R10pay)) + M11paz + \\ &M10paz = 0\end{aligned}$$

Ecuaciones para pieza 11, figura 63:

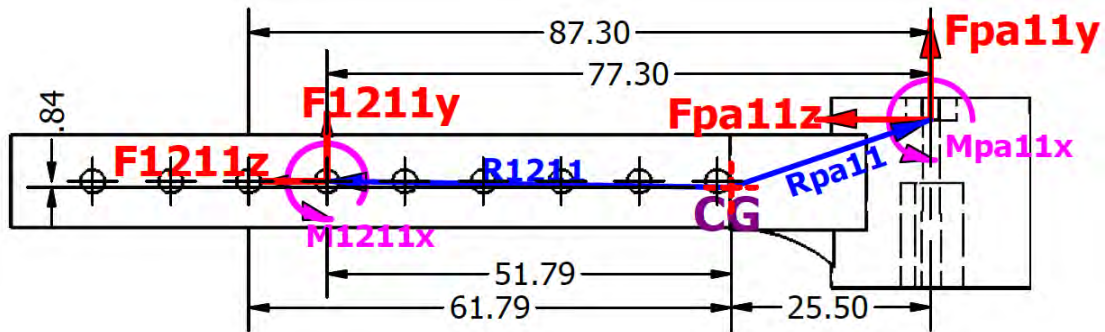


Figura 63-a. Soporte de la manilla: Fuerzas y distancias respecto al CG. Vista lateral.

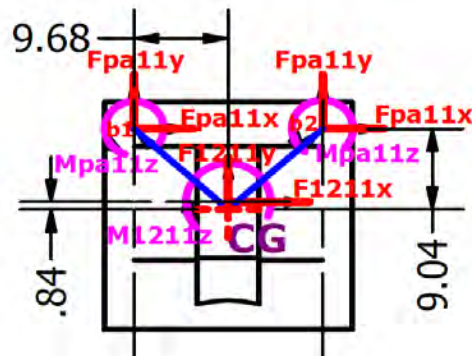


Figura 63. Soporte de la manilla: Fuerzas y distancias respecto al CG. Vista frontal.

$$\sum F_x = -F1112x + Fpa11x = 0$$

$$\sum F_y = -F1112y + Fpa11y - W11 = 0$$

$$\sum F_z = -F1112z + Fpa11z = 0$$

$$\sum M_x = (-F1112z(R1211y) + F1112y(R1211z)) + (Fpa11z(Rpa11yb1) - Fpa11y(Rpa11zb1)) + (-M11pax) + M1211x = 0$$

$$\sum M_y = -(F1112x(R1211z)) + (Fpa11x(Rpa11zb1) - Fpa11z(Rpa11xb1)) + (-M11pay) + M1211y = 0$$

$$\sum M_z = -(-F1112x(R1211y)) + (Fpa11y(Rpa11xb1) - Fpa11x(Rpa11yb1)) + (-M11paz) + M1211z = 0$$

Ecuaciones para pieza 12, figura 64:

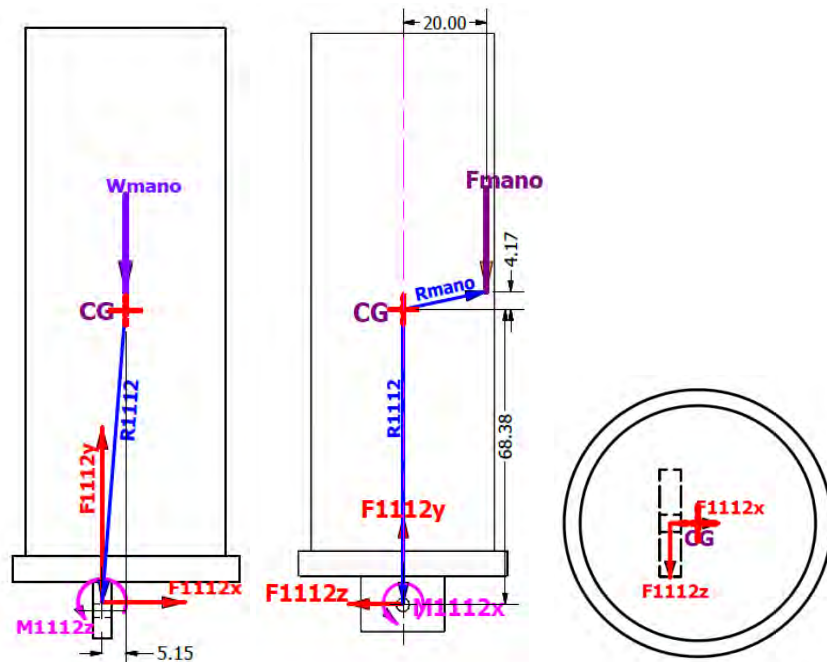


Figura 64. Manilla: Fuerzas y distancias respecto al CG.

$$\sum F_x = F1112x = 0$$

$$\sum F_y = F1112y - Wmano - W12 = 0$$

$$\sum F_z = F1112z = 0$$

$$\sum M_x = F1112z(R1112y) + (-M1211x) = 0$$

$$\sum M_y = -F1112z(R1112x) + (-M1211y) = 0$$

$$\sum M_z = -Wmano(Rmano12x) + (F1112y(R1112x) - F1112x(R1112y)) + (-M1211z) = 0$$

Después de reducir las ecuaciones sustituyendo los valores de los pesos de las piezas y los vectores de posición con respecto al centro de gravedad de la pieza, que se obtiene directamente de los planos en Autodesk Inventor, podemos darnos a la tarea de solucionar el sistema de ecuaciones resultante. Para evitar todo el proceso y previendo el posible cambio de materiales o dimensiones, se programó el sistema de ecuaciones en Mathematica, un programa usado para agilizar el análisis de datos y la documentación de resultados. Dicho programa permitirá hacer cambios en el peso de las piezas y de los vectores de posición para obtener, de manera más rápida, el valor de las fuerzas de reacción entre una y otra del ensamble.

### Resultados

$$F12x = F21x = 0 \text{ N}$$

$$F12z = F21z = 0 \text{ N}$$

$$F12y = 11.2261 \text{ N}$$

$$F21y = -11.2261 \text{ N}$$

$$F32x = F32y = F32z = F23z = 0 \text{ N}$$

$$F32y = -4.9562 \text{ N}$$

$$F23y = 4.9562 \text{ N}$$

$$F24x = F42x = F34x = F43x = 0 \text{ N}$$

$$F24y = F34y = 4.0351 \text{ N}$$

**F42y = F43y = -4.0351 N**  
 F24z = F42z = F34z = F43z = 0 N  
 F48x = F84x = F48z = F84z = 0 N  
**F48y = 7.8622245 N**  
**F84y = -7.8622245 N**  
 F68x = F86x = F68z = F86z = 0 N  
**F86y = 1.581372 N**  
**F68y = -1.581372 N**  
 FM36x = F6M3x = FM36z = F6M3z = 0 N  
**F6M3y = 1.3734 N**  
**FM36y = -1.3734 N**  
 F89x = F98x = F79x = F97x = 0 N  
**F89y = F79y = 5.4803565 N**  
**F98y = F97y = -5.4803565 N**  
 F89z = F98z = F79z = F97z = 0 N  
 F910x = F109x = F910z = F109z = 0 N  
**F910y = 10.399581 N**  
**F109y = -10.399581 N**  
 F10pax = Fpa10x = F10paz = Fpa10z = 0 N  
**F10pay = 8.099136 N**  
**Fpa10y = -8.099136 N**  
 F10M4x = FM410x = F10M4z = FM410z = 0 N  
**F10M4y = 1.3734 N**  
**FM410y = -1.3734 N**  
 Fpa11x = F11pax = Fpa11z = F11paz = 0 N  
**Fpa11y = 7.863696 N**  
**F11pay = -7.863696 N**  
 F1112x = F1211x = F1112z = F1211z = 0 N  
**F1112y = 7.652781 N**  
**F1211y = -7.652781 N**  
**M12x = -0.6068 Nm**  
**M21x = 0.6068 Nm**  
 M12y = M21y = 0 Nm  
**M12z = -1.4723 Nm**  
**M21z = 1.4723 Nm**  
**M32x = 0.2142 Nm**  
**M23x = -0.2142 Nm**  
 M32y = M23y = M32z = M23z = 0 Nm  
**M42x = 0.3668 Nm**

**M24x = -0.3668 Nm**  
 M42y = M24y = 0 Nm  
**M6M3x = -0.0075537 Nm**  
**MM36x = 0.0075537 Nm**  
 M6M3y = MM36y = 0 Nm  
**M6M3z = -0.01833489 Nm**  
**MM36z = 0.01833489 Nm**  
**M84x = 0.69105 Nm**  
**M48x = -0.69105 Nm**  
 M84y = M48y = 0 Nm  
**M84z = 0.184299 Nm**  
**M48z = -0.184299 Nm**  
**M86x = 0.042697 Nm**  
**M68x = -0.042697 Nm**  
**M86z = 0.0023652 Nm**  
**M68z = -0.0023652 Nm**  
 M98y = M89y = M97y = M79y = 0 Nm  
**M98z = M97z = 0.008151 Nm**  
**M89z = M79z = -0.008151 Nm**  
 M109x = M910x = M109y = M910y = 0 Nm  
**M109z = -0.5362813 Nm**  
**M910z = 0.5362813 Nm**  
**M10M4x = -0.0075537 Nm**  
**MM410x = 0.0075537 Nm**  
**M10M4z = 0.02939076 Nm**  
**MM410z = -0.02939076 Nm**  
 M10M4y = MM410y = 0 Nm  
**M10pax = -0.67366764 Nm**  
**Mpa10x = 0.67366764 Nm**  
 M10paz = Mpa10z = 0 Nm  
**M11pax = 0.469822 Nm**  
**Mpa11x = -0.469822 Nm**  
**M11paz = -0.07612 Nm**  
**Mpa11z = 0.07612 Nm**  
 M11pay = Mpa11y = 0 Nm  
**M1211x = -0.1270395 Nm**  
**M1112x = 0.1270395 Nm**  
 M1211y = M1112y = M1211z = M1112z = 0 Nm

### 4.3.2. Reacciones en Rodamientos y Par mínimo requerido del motor

Tomando en cuenta el movimiento que realizará el mecanismo y dado que deseamos conocer el torque que se necesitará para efectuarlo, es indispensable conocer los ángulos y velocidades que intervienen, tabla 16.

**Tabla 16: Tabla con ángulos de rotación, velocidad y aceleración.**  
**Fuente: Creación propia.**

Flexión-Extensión					
	Ángulo teórico [°]	Ángulo de diseño [°]	Tiempo promedio [s]	Vel. Establecida [rad/s]	Aceleración calculada
Flexión	80	70	0.96	1.273	1.255
Extensión	70	70	0.96	1.273	1.255
Desviación Radio-Cubital					
	Ángulo teórico [°]	Ángulo de diseño [°]	Tiempo promedio [s]	Vel. Establecida [rad/s]	Aceleración calculada
D. Radial	20	20	0.805	0.434	0.416
D. Cubital	30	30	0.643	0.814	0.797
Prono-Supinación					
	Ángulo teórico [°]	Ángulo de diseño [°]	Tiempo promedio [s]	Vel. Establecida [rad/s]	Aceleración calculada
Pronación	90	80	0.946	1.476	1.459
Supinación	80	80	0.848	1.647	1.629

Los datos se calcularon en base a las siguientes definiciones:

Velocidad angular: Se calcula como la diferencia angular entre el tiempo transcurrido

$$\omega = \frac{\text{Posición final} - \text{Posición Inicial}}{t}$$

Aceleración angular: Es la diferencia entre la velocidad angular final e inicial, sobre el tiempo que transcurre.

$$\alpha = \frac{\omega_{final} - \omega_{inicial}}{t}$$

Con base en el ángulo de rotación de la muñeca y de diseño, se obtuvo el tiempo transcurrido para llegar a la posición deseada de manera experimental. Se tomaron 10 medidas de tiempo para cada movimiento y se usó el promedio.

Considerando una velocidad inicial de:

$$\omega = \frac{1^\circ}{s} = \frac{1^\circ}{s} \left[ \frac{2\pi}{360^\circ} \right] = 0.0175 \text{ rad/s}$$

Y la velocidad establecida en la tabla, como velocidad final, se calculó la aceleración angular.

Como trabajo futuro y a fin de mejorar los datos obtenidos con este método, es necesario obtener medidas para la velocidad y aceleración de los movimientos con un sistema equipado con acelerómetros y generar una base de datos de mayor validez que el método actualmente utilizado.

También necesitamos los momentos de inercia de cada pieza involucrada con respecto a su centro de gravedad. Ya que no contamos con un dispositivo que nos ayude a obtenerlos de manera experimental y para ahorrar tiempo, se están considerando los



momentos de inercia que el programa CAD proporciona. El cual, comparado con el método teórico, tiene un margen de error despreciable.

Momento de inercia en el CG de un cilindro de ABS teórico, figura 65:

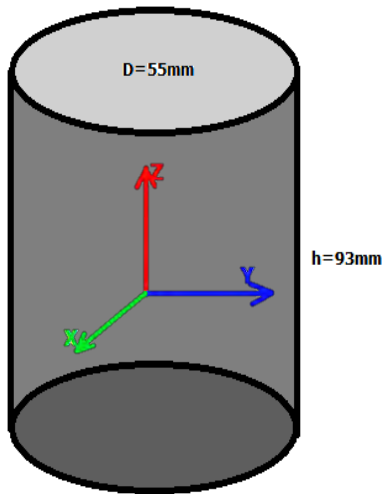


Figura 65. Cilindro de ABS.

$$\rho_{ABS} = 1060 \text{ [Kg/m}^3\text{]}$$

$$Vol = (\pi) \left(\frac{0.055}{2}\right)^2 (0.093) \text{ [m}^3\text{]}$$

$$m = (1060)(\pi) \left(\frac{0.055}{2}\right)^2 (0.093) \text{ [Kg]}$$

$$I_{xx} = I_{yy} = \frac{m}{12} (3R^2 + H^2)$$

$$= \left[ \frac{(1060)(\pi) \left(\frac{0.055}{2}\right)^2 (0.093)}{12} \right] \left[ 3 \left(\frac{0.055}{2}\right)^2 + (0.093)^2 \right]$$

$$I_{xx} = I_{yy} = 213.0865184 \text{ Kgmm}^2$$

$$I_{zz} = \frac{mR^2}{2} = \frac{(1060)(\pi) \left(\frac{0.055}{2}\right)^2 (0.093) \left[\left(\frac{0.055}{2}\right)^2\right]}{2}$$

$$I_{zz} = 88.56037894 \text{ Kgmm}^2$$

Momento de inercia en el CG de un cilindro de ABS con Inventor , figura 66:

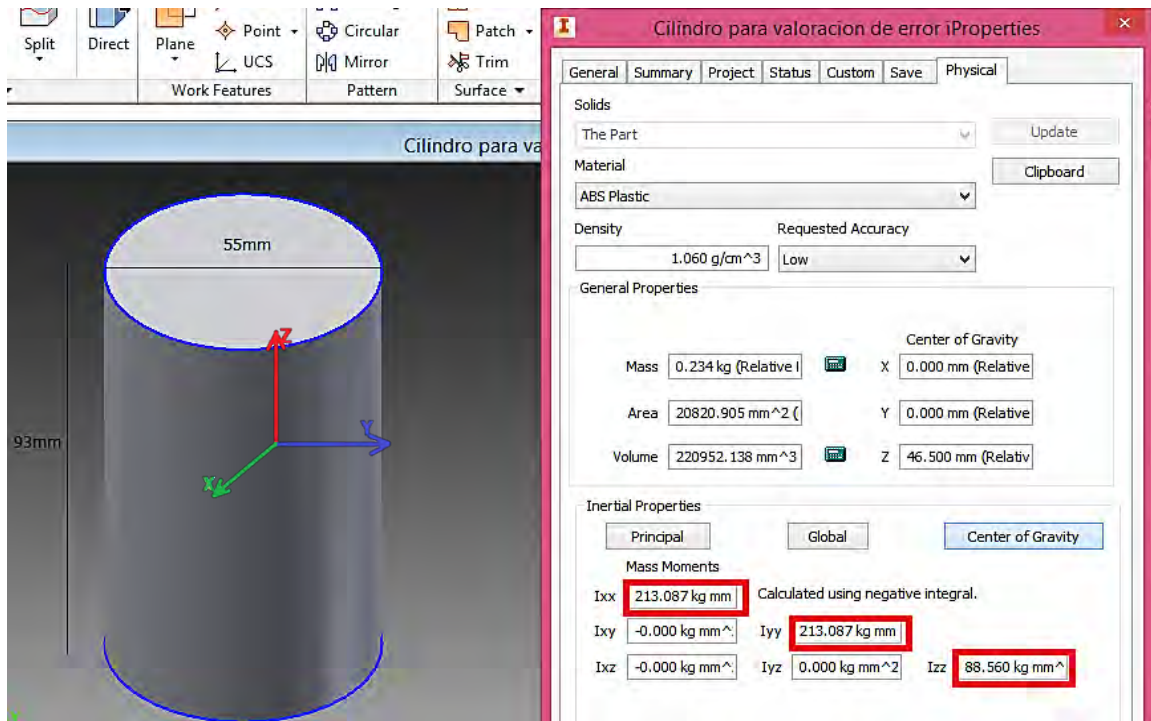


Figura 66. Momentos de Inercia en el CG: Cilindro de ABS en Inventor.

Cálculo del porcentaje de error:

$$Error\ Absoluto = \Delta x = Valor\ medido - Valor\ real$$

$$Error\ Relativo = \delta x = \frac{Valor\ medido - Valor\ real}{Valor\ real} \times 100\%$$

$$\therefore \%Error\ del\ programa = \frac{Valor\ obtenido\ (CAD) - Valor\ teórico\ calculado}{Valor\ teórico\ calculado} \times 100\%$$

$$\%Error\ CAD = \frac{213.087 - 213.0865184}{213.0865184} \times 100\% = 0.000226\%$$

Se puede considerar este error en los valores de los momentos de inercia, pero al ser un error mínimo, se puede despreciar.

En la tabla 17 tenemos los momentos necesarios para el análisis, obtenidos en Autodesk Inventor.

**Tabla 17: Momentos de Inercia respecto al CG de piezas relevantes.**  
Fuente: Creación propia. Ensamble Final

No.	Piezas	Masa Kg	Peso N	$I_{CGxx}$ Kg m <sup>2</sup>	$I_{CGyy}$ Kg m <sup>2</sup>	$I_{CGzz}$ Kg m <sup>2</sup>
1	Pieza horizontal base	1.2489	12.2516	6.1084E-03	1.5667E-02	9.5678E-03
1a	Pieza vertical base	0.6959	6.8270	2.6508E-03	3.4290E-03	6.0751E-03
2	Disco base	0.2282	2.2387	8.5689E-04	8.6171E-04	1.7093E-03
3	Disco opresor	0.0939	0.9212	3.8160E-04	3.8162E-04	7.5031E-04
4	Disco movil	0.0212	0.2084	8.1075E-04	9.6796E-04	1.7697E-03
5	Base motor 2	0.0167	0.1641	1.0575E-05	9.2990E-06	2.3110E-06
6	Base motor 3	0.0167	0.1641	1.0575E-05	9.2990E-06	2.3110E-06
7	Brazo Izquierdo	0.0816	0.8008	2.4063E-04	1.1231E-04	1.4110E-04
8	Brazo Derecho	0.0816	0.8008	2.4063E-04	1.1231E-04	1.4110E-04
9	Eje Desviacion RadioCubital	0.0572	0.5609	2.6730E-06	1.8400E-04	1.8337E-04
10	Plataforma en T	0.0945	0.9275	1.6241E-04	2.8051E-04	1.4185E-04
11	Soporte de la manilla	0.0215	0.2105	3.0153E-05	2.9904E-05	1.3460E-06
12	Manilla	0.1326	1.3005	1.8395E-04	2.2193E-05	1.7871E-04
M2	Motor 2	0.1400	1.3734	2.4346E-05	3.2057E-05	2.4346E-05
M3	Motor 3	0.1400	1.3734	3.2057E-05	2.4346E-05	2.4346E-05
M4	Motor 4	0.1400	1.3734	3.2057E-05	2.4346E-05	2.4346E-05
pa	Polea eje Flex-Ext	0.0240	0.2354	5.7390E-06	1.9990E-05	1.4403E-05
Mn	Mano	0.6475	6.3520			

Ecuaciones de movimiento generales:

$$\sum Mx = \dot{H}_x + H_z\omega_x - H_y\omega_z$$

$$\sum My = \dot{H}_y + H_x\omega_z - H_z\omega_x$$

$$\sum Mz = \dot{H}_z + H_y\omega_x - H_x\omega_y$$

Donde:

$H$  = Momento angular respecto a x, y o z.

$$H_x = I_{xx}\omega_x - I_{xy}\omega_y - I_{xz}\omega_z$$

$$H_y = -I_{xy}\omega_x + I_{yy}\omega_y - I_{yz}\omega_z$$

$$H_z = -I_{xz}\omega_x - I_{yz}\omega_y + I_{zz}\omega_z$$

$\dot{H}$  = Derivada del momento angular

$$\dot{H}_x = I_{xx}\dot{\omega}_x - I_{xy}\dot{\omega}_y - I_{xz}\dot{\omega}_z$$

$$\dot{H}_y = -I_{xy}\dot{\omega}_x + I_{yy}\dot{\omega}_y - I_{yz}\dot{\omega}_z$$

$$\dot{H}_z = -I_{xz}\dot{\omega}_x - I_{yz}\dot{\omega}_y + I_{zz}\dot{\omega}_z$$

$\omega$  = Velocidad angular

$\dot{\omega} = \alpha$  = Aceleración angular

$$\sum Fx = ma_x$$

$$\sum Fy = ma_y$$

$$\sum Fz = ma_z$$

Donde:

$m$  = Masa de piezas

$a$  = Aceleración: para el análisis recordemos que está compuesta por una aceleración normal [ $a_n = \omega^2 r = \bar{\omega} \times (\bar{\omega} \times \bar{r})$ ] y una aceleración tangente [ $a_t = \dot{\omega} r = \bar{\alpha} \times \bar{r}$ ].

En las ecuaciones de suma de momentos y fuerzas, los términos del lado izquierdo se consiguen del diagrama de cuerpo libre y los términos de la derecha son del diagrama cinético.

Ecuaciones de traslación de los momentos de inercia:

$$Iy'y = Iyy_{CG} + m(X^2_{CG} + Z^2_{CG})$$

$$Ix'x = Ixx_{CG} + m(Y^2_{CG} + Z^2_{CG})$$

$$Iz'z = Izz_{CG} + m(X^2_{CG} + Y^2_{CG})$$

$$I_{x'y} = I_{xy_{CG}} + m(X_{CG})(Y_{CG})$$

$$I_{x'z} = I_{xz_{CG}} + m(X_{CG})(Z_{CG})$$

$$I_{y'z} = I_{yz_{CG}} + m(Y_{CG})(Z_{CG})$$

Ecuaciones de rotación de los momentos de inercia:

$$I_{x'x'} = I_{xx_{CG}}(Lx'x)^2 + I_{yy_{CG}}(Lx'y)^2 + I_{zz_{CG}}(Lx'z)^2$$

$$I_{y'y'} = I_{xx_{CG}}(Ly'x)^2 + I_{yy_{CG}}(Ly'y)^2 + I_{zz_{CG}}(Ly'z)^2$$

$$I_{z'z'} = I_{xx_{CG}}(Lz'x)^2 + I_{yy_{CG}}(Lz'y)^2 + I_{zz_{CG}}(Lz'z)^2$$

$$I_{x'y'} = I_{xx_{CG}}(Lx'x)(Ly'x) - I_{yy_{CG}}(Lx'y)(Ly'y) + I_{zz_{CG}}(Lx'z)(Ly'z)$$

$$I_{x'z'} = I_{xx_{CG}}(Lx'x)(Lz'x) - I_{yy_{CG}}(Lx'y)(Lz'y) + I_{zz_{CG}}(Lx'z)(Lz'z)$$

$$I_{y'z'} = I_{xx_{CG}}(Ly'x)(Lz'x) - I_{yy_{CG}}(Lz'y)(Ly'y) + I_{zz_{CG}}(Lz'z)(Ly'z)$$

Ecuaciones para el movimiento de **flexión-extensión** con una rotación de 70°; figuras 67-(a,b):

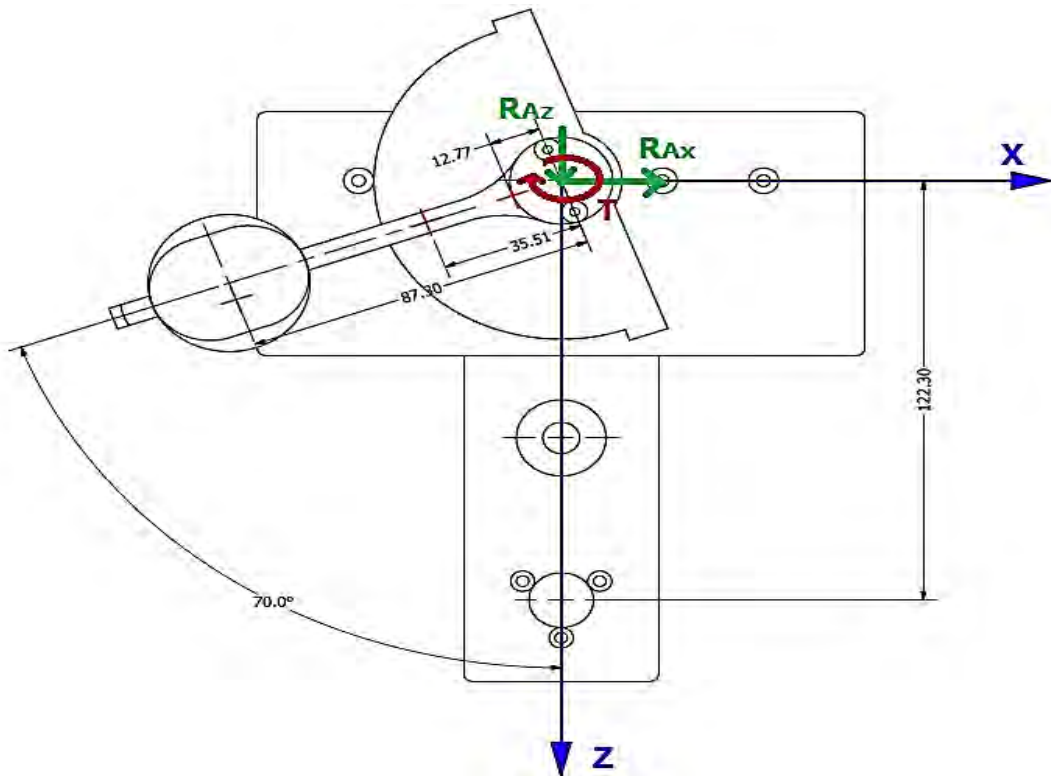


Figura 67-a. Sistema para flexión-extensión a 70°. Vista superior.

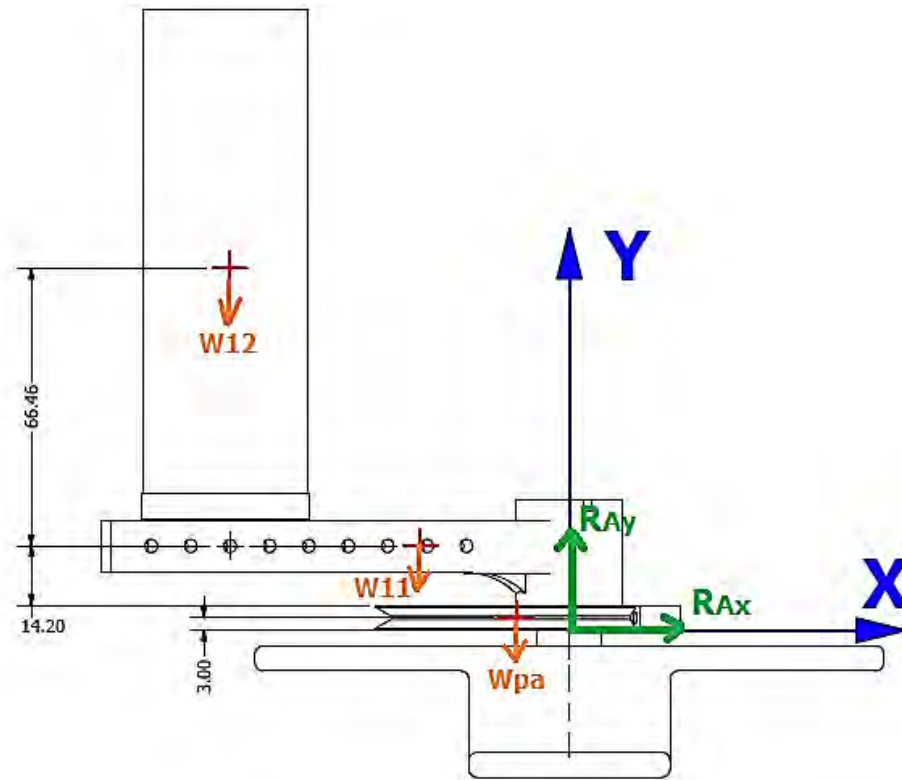


Figura 67-b. Sistema para flexión-extensión a 70°. Vista frontal.

Ecuaciones de movimiento resultantes de la rotación en el eje Y:

$$\sum M_x = -I_{xy}\dot{\omega}_Y - I_{yz}\omega_Y^2$$

$$\sum M_y = I_{yy}\dot{\omega}_Y$$

$$\sum M_z = -I_{yz}\dot{\omega}_Y + I_{xy}\omega_Y^2$$

Los momentos a determinar son  $I_{yy}$ ,  $I_{xy}$  y  $I_{yz}$

Es necesario rotar y trasladar los momentos de inercia de cada una de las piezas con respecto al sistema coordenado principal, convenientemente ubicado para poder determinar el torque necesario para generar el movimiento estudiado.

Cosenos directores para la rotación de momento de inercia con respecto al CG.

$$I_{x'x} = \text{Cos}(70^\circ); \quad I_{y'x} = 0; \quad I_{z'x} = -\text{Sen}(70^\circ);$$

$$I_{x'y} = 0; \quad I_{y'y} = 1; \quad I_{z'y} = 1;$$

$$I_{x'z} = \text{Sen}(70^\circ); \quad I_{y'z} = 0; \quad I_{z'z} = \text{Cos}(70^\circ);$$

Para la manilla (Pz.12)

Traslación

$$Iy'y'_{12} = Ixx_{12CG}(Ly'x)^2 + Iyy_{12CG}(Ly'y)^2 + Izz_{12CG}(Ly'z)^2$$

$$Ix'y'_{12} = Ixx_{12CG}(Lx'x)(Ly'x) - Iyy_{12CG}(Lx'y)(Ly'y) + Izz_{12CG}(Lx'z)(Ly'z)$$

$$Iy'z'_{12} = Ixx_{12CG}(Ly'x)(Lz'x) - Iyy_{12CG}(Lz'y)(Ly'y) + Izz_{12CG}(Lz'z)(Ly'z)$$

Rotación

$$Iy'y_{12} = Iy'y'_{12} + m_{12}(X_{12CG}^2 + Z_{12CG}^2)$$

$$Ix'y_{12} = Ix'y'_{12} + m_{12}(X_{12CG})(Y_{12CG})$$

$$Iy'z_{12} = Ix'y'_{12} + m_{12}(Y_{12CG})(Z_{12CG})$$

Para el soporte de la manilla (Pz.11)

Traslación

$$Iy'y'_{11} = Ixx_{11CG}(Ly'x)^2 + Iyy_{11CG}(Ly'y)^2 + Izz_{11CG}(Ly'z)^2$$

$$Ix'y'_{11} = Ixx_{11CG}(Lx'x)(Ly'x) - Iyy_{11CG}(Lx'y)(Ly'y) + Izz_{11CG}(Lx'z)(Ly'z)$$

$$Iy'z'_{11} = Ixx_{11CG}(Ly'x)(Lz'x) - Iyy_{11CG}(Lz'y)(Ly'y) + Izz_{11CG}(Lz'z)(Ly'z)$$

Rotación

$$Iy'y_{11} = Iy'y'_{11} + m_{11}(X_{11CG}^2 + Z_{11CG}^2)$$

$$Ix'y_{11} = Ix'y'_{11} + m_{11}(X_{11CG})(Y_{11CG})$$

$$Iy'z_{11} = Ix'y'_{11} + m_{11}(Y_{11CG})(Z_{11CG})$$

Para polea (Pz.pa)

Traslación

$$Iy'y'_{pa} = Ixx_{paCG}(Ly'x)^2 + Iyypa_{paCG}(Ly'y)^2 + Izzpa_{paCG}(Ly'z)^2$$

$$Ix'y'_{pa} = Ixx_{paCG}(Lx'x)(Ly'x) - Iyypa_{paCG}(Lx'y)(Ly'y) + Izzpa_{paCG}(Lx'z)(Ly'z)$$

$$Iy'z'_{pa} = Ixx_{paCG}(Ly'x)(Lz'x) - Iyypa_{paCG}(Lz'y)(Ly'y) + Izzpa_{paCG}(Lz'z)(Ly'z)$$

Rotación

$$Iy'ypa = Iy'y'pa + mpa(Xpa_{CG}^2 + Zpa_{CG}^2)$$

$$Ix'ypa = Ix'y'pa + mpa(Xpa_{CG})(Ypa_{CG})$$

$$Iy'zpa = Ix'y'pa + mpa(Ypa_{CG})(Zpa_{CG})$$

Momentos totales para sustituir en las ecuaciones de movimiento:

$$Iyy_T = Iy'y12 + Iy'y11 + Iy'ypa$$

$$Ixy_T = Ix'y12 + Ix'y11 + Ix'ypa$$

$$Iyz_T = Iy'z12 + Iy'z11 + Iy'zpa$$

Sistema de ecuaciones a resolver:

$$\sum M_x = -I_{xyT}\dot{\omega}_Y - I_{yzT}\dot{\omega}_Y^2 = W12mano(Z12_{CG}) + W11(Z11_{CG}) + Wpa(Zpa_{CG}) + \mathbf{M}_x$$

$$\sum M_y = I_{yyT}\dot{\omega}_Y = \mathbf{T}_{FE}$$

$$\sum M_z = -I_{yzT}\dot{\omega}_Y + I_{xyT}\dot{\omega}_Y^2 = W12mano(X12_{CG}) + W11(X11_{CG}) + Wpa(Xpa_{CG}) + \mathbf{M}_z$$

$$\begin{aligned} \sum F_x = \\ (\dot{\omega}_Y)(W12mano(-X12_{CG}) + W11(-X11_{CG}) + Wpa(-Xpa_{CG})) + (\dot{\omega}_Y)(W12mano(Z12_{CG}) + \\ W11(Z11_{CG}) + Wpa(Zpa_{CG})) + \mathbf{R}_{Ax} \end{aligned}$$

$$\sum F_y = 0 = W12mano + W11 + Wpa + \mathbf{R}_{Ay}$$

$$\begin{aligned} \sum F_z = \\ (\dot{\omega}_Y)(W12mano(-Z12_{CG}) + W11(-Z11_{CG}) + Wpa(-Zpa_{CG})) + (\dot{\omega}_Y)(W12mano(-X12_{CG}) + \\ W11(-X11_{CG}) + Wpa(-Xpa_{CG})) + \mathbf{R}_{Az} \end{aligned}$$

En estas ecuaciones el peso de cada pieza está representado por W y el número que le corresponde y la distancia de su centro de gravedad con respecto al sistema coordenado principal están indicados con X, Y, Z.

Al generar el programa en Mathematica y resolver el sistema de ecuaciones, los resultados en *flexión-extensión* son:

$$\mathbf{M}_x = 0.2258$$

$$\mathbf{R}_{Ax} = 0.1121$$

$$\mathbf{M}_z = 0.6306$$

$$\mathbf{R}_{Ay} = -8.0991$$

$$\mathbf{T} = \mathbf{0.0081}$$

$$\mathbf{R}_{Az} = 0.0517$$

Para los dos casos faltantes de movimiento se determinan, al igual que en este, las ecuaciones de movimiento, los momentos necesarios, los cosenos directores. Después se hace la rotación y traslación de las piezas con respecto al sistema coordenado seleccionado (el cual está representado en las figuras correspondientes).

Ecuaciones para el movimiento desviación **radial-cubital** con una rotación de  $20^\circ$  y  $30^\circ$  correspondientemente:

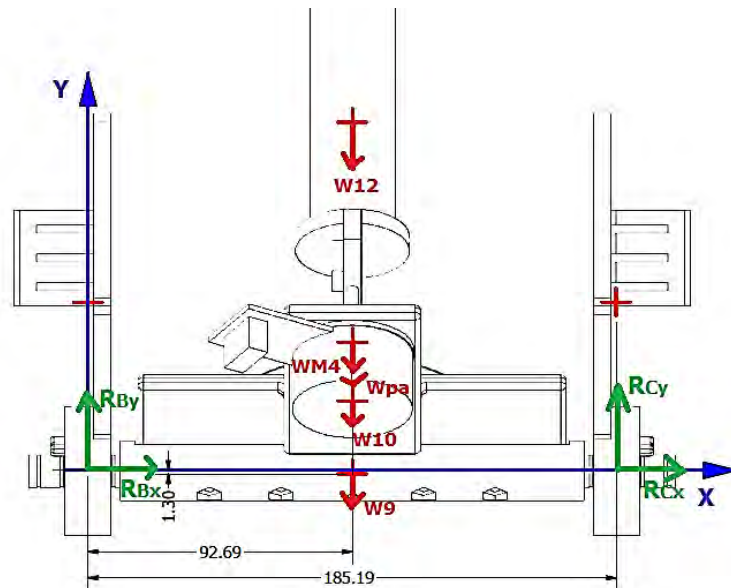


Figura 68-a. Sistema para desviación radial  $20^\circ$ . Vista frontal.

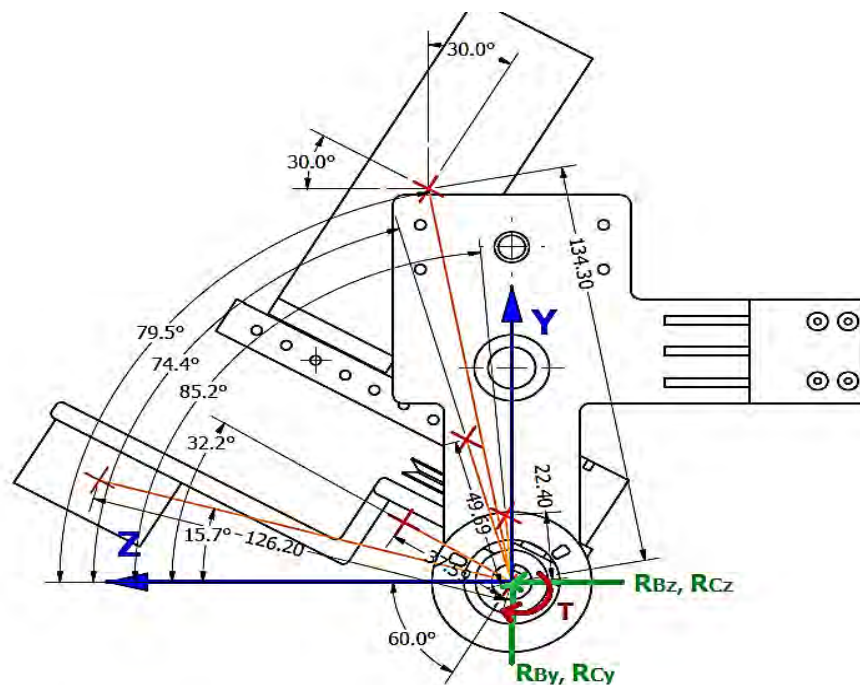


Figura 68-b. Sistema para desviación radial  $20^\circ$ . Vista lateral.



Ecuaciones de movimiento resultantes de la rotación en el eje  $X$ , para **desviación radial**; figura 68-(a,b):

$$\sum M_x = I_{xx}\dot{\omega}_x$$

$$\sum M_y = -I_{xy}\dot{\omega}_x - (-I_{xz}\omega_x^2)$$

$$\sum M_z = -I_{xz}\dot{\omega}_x - I_{xy}\omega_x^2$$

Los momentos a determinar son  $I_{xx}$ ,  $I_{xy}$  y  $I_{xz}$

Cosenos directores para la rotación de momento de inercia con respecto al CG.

$$I_x'x = 1; \quad I_y'x = 0; \quad I_z'x = 0;$$

$$I_x'y = 0; \quad I_y'y = \cos(20^\circ); \quad I_z'y = \sin(20^\circ);$$

$$I_x'z = 0; \quad I_y'z = -\sin(20^\circ); \quad I_z'z = \cos(20^\circ);$$

Momentos totales para sustituir en las ecuaciones de movimiento:

$$I_{xx_T} = I_x'x_{12} + I_x'x_{11} + I_x'x_{pa} + I_x'x_{10} + I_x'x_{M4} + I_x'x_9$$

$$I_{xy_T} = I_x'y_{12} + I_x'y_{11} + I_x'y_{pa} + I_x'y_{10} + I_x'y_{M4} + I_x'y_9$$

$$I_{xz_T} = I_x'z_{12} + I_x'z_{11} + I_x'z_{pa} + I_x'z_{10} + I_x'z_{M4} + I_x'z_9$$

Sistema de ecuaciones a resolver para *desviación radial*:

$$\sum M_x = I_{xx_T}\dot{\omega}_x = W_{12}m_{ano}(Z_{12_{CG}}) + W_{11}(Z_{11_{CG}}) + W_{pa}(Z_{pa_{CG}}) + W_{10}(Z_{10_{CG}}) + W_{M4}(Z_{M4_{CG}}) + W_9(Z_{9_{CG}}) + \mathbf{T}_{DR}$$

$$\sum M_y = -I_{xy_T}\dot{\omega}_x + I_{xz_T}\omega_x^2 = \mathbf{R}_{Cz}(X_{R_C})$$

$$\sum M_z = -I_{xz_T}\dot{\omega}_x - I_{xy_T}\omega_x^2 = -W_{12}m_{ano}(X_{12_{CG}}) - W_{11}(X_{11_{CG}}) - W_{pa}(X_{pa_{CG}}) - W_{10}(X_{10_{CG}}) - W_{M4}(X_{M4_{CG}}) - W_9(X_{9_{CG}}) + \mathbf{R}_{Cy}(X_{R_C})$$

$$\sum F_x = 0$$

$$\sum F_y = (\omega_x^2)(m_{12}m_{ano}(-Y_{g12}) + m_{11}(-Y_{g11}) + m_{pa}(-Y_{gpa}) + m_{10}(-Y_{g10}) + m_{M4}(-Y_{gM4}) + m_9(-Y_{g9})) + (\dot{\omega}_x)(m_{12}m_{ano}(-Z_{g12}) + m_{11}(-Z_{g11}) + m_{pa}(-Z_{gpa}) + m_{10}(-Z_{g10}) + m_{M4}(-Z_{gM4}) + m_9(-Z_{g9})) = W_{12}m_{ano} + W_{11} + W_{pa} + W_{10} + W_{M4} + W_9 + \mathbf{R}_{By} + \mathbf{R}_{Cy}$$

$$\sum F_z = (\omega_x^2)(m_{12} \text{mano}(-Z_{g12}) + m_{11}(-Z_{g11}) + m_{pa}(-Z_{gpa}) + m_{10}(-Z_{g10}) + m_{M4}(-Z_{gM4}) + m_9(-Z_{g9})) + (\dot{\omega}_x)(m_{12} \text{mano}(-Y_{g12}) + m_{11}(-Y_{g11}) + m_{pa}(-Y_{gpa}) + m_{10}(-Y_{g10}) + m_{M4}(-Y_{gM4}) + m_9(-Y_{g9})) = \mathbf{R}_{Bz} + \mathbf{R}_{Cz}$$

Al generar el programa en Mathematica y resolver el sistema de ecuaciones, los resultados en *desviación radial* son:

$$\begin{aligned} T_{DR} &= -0.34982 & R_{Cy} &= 0.0050 \\ R_{By} &= -9.6837 & R_{Cz} &= -0.00002 \\ R_{Bz} &= 0.0326 \end{aligned}$$

Ecuaciones de movimiento resultantes de la rotación en el eje *X*, para **desviación cubital**, figura 69-(a,b):

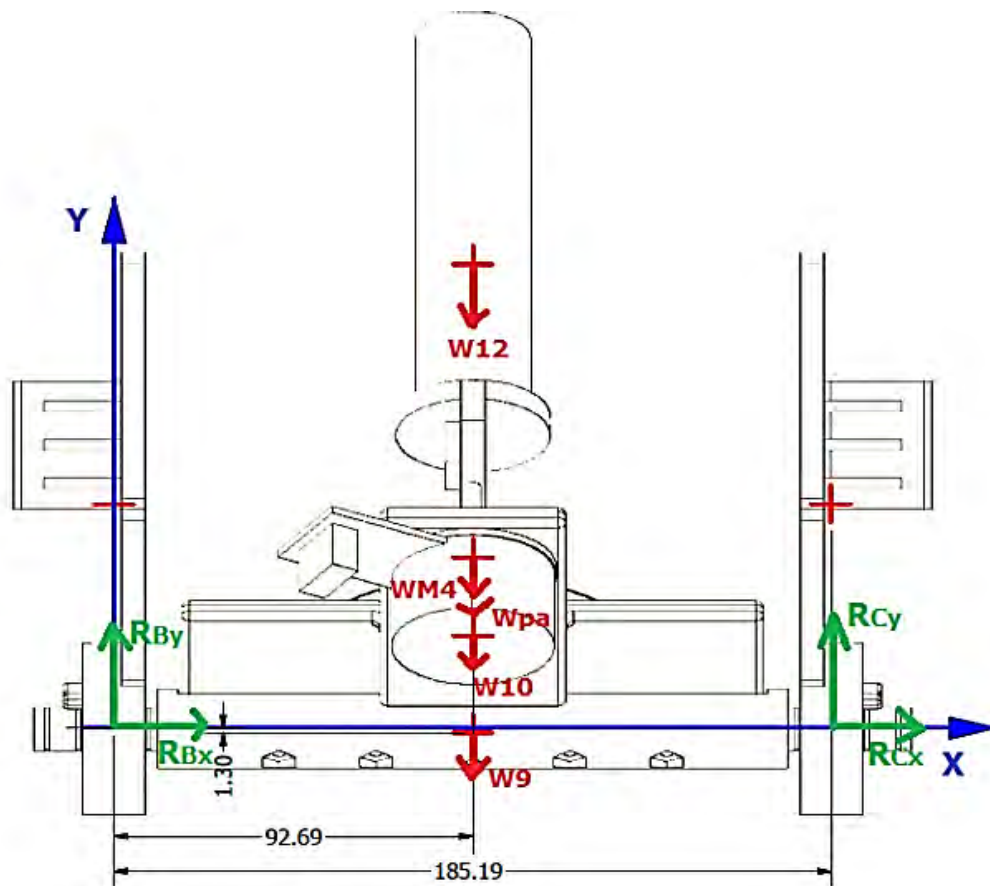


Figura 69-a. Sistema para desviación cubital 30°. Vista frontal.

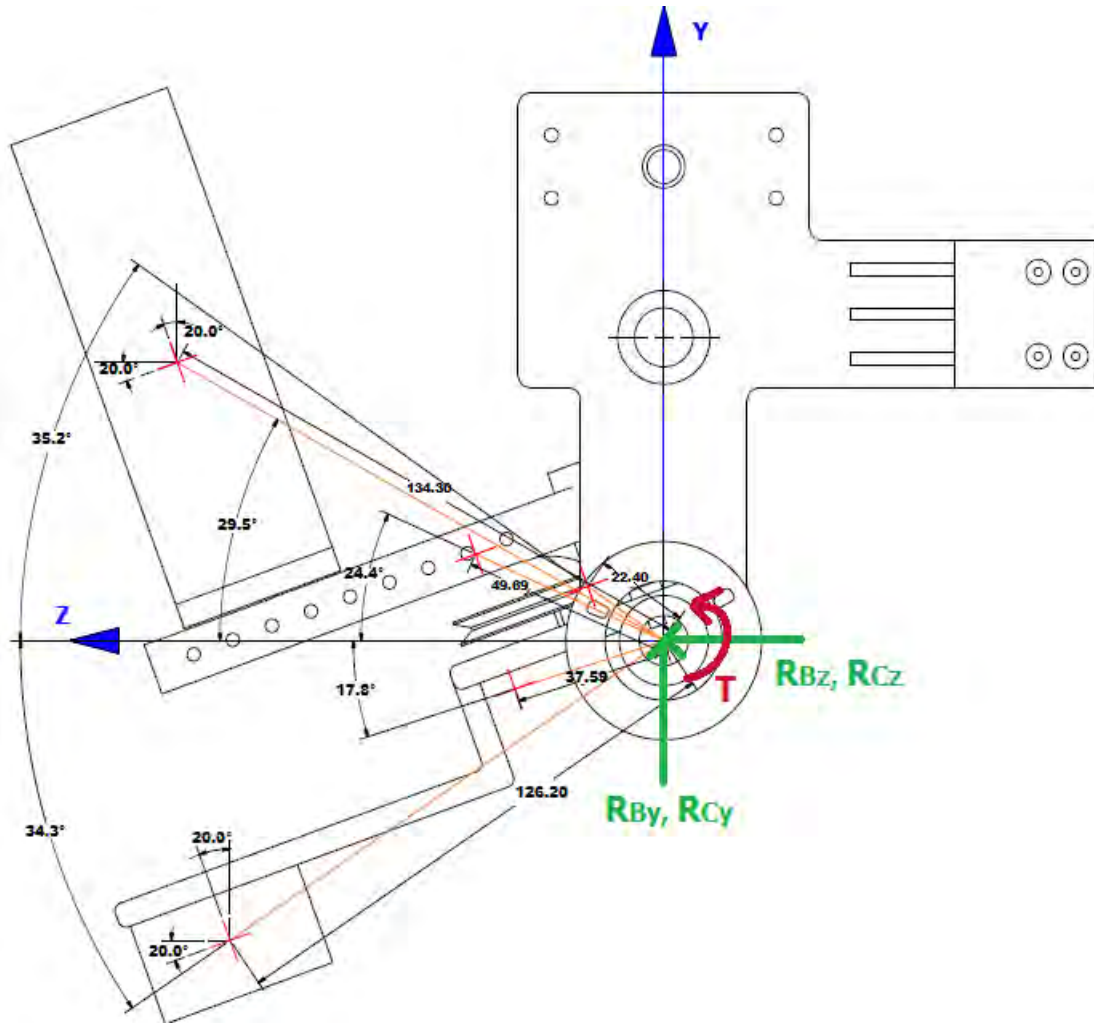


Figura 69-b. Sistema para desviación cubital 30°. Vista lateral.

$$\sum M_x = I_{xx}\dot{\omega}_x$$

$$\sum M_y = -I_{xy}\dot{\omega}_x - (-I_{xz}\omega_x^2)$$

$$\sum M_z = -I_{xz}\dot{\omega}_x - I_{xy}\omega_x^2$$

Los momentos a determinar son  $I_{yy}$ ,  $I_{xy}$  y  $I_{yz}$

Cosenos directores para la rotación de momento de inercia con respecto al CG.

$$I_x'x = 1; \quad I_y'x = 0; \quad I_z'x = 0;$$

$$I_x'y = 0; \quad I_y'y = \cos(30^\circ); \quad I_z'y = -\sin(30^\circ);$$

$$I_x'z = 0; \quad I_y'z = \sin(30^\circ); \quad I_z'z = \cos(30^\circ);$$

Momentos totales para sustituir en las ecuaciones de movimiento:

$$I_{xxT} = I_x'x_{12} + I_x'x_{11} + I_x'x_{pa} + I_x'x_{10} + I_x'x_{M4} + I_x'x_9$$

$$I_{xyT} = I_x'y_{12} + I_x'y_{11} + I_x'y_{pa} + I_x'y_{10} + I_x'y_{M4} + I_x'y_9$$

$$I_{xzT} = I_x'z_{12} + I_x'z_{11} + I_x'z_{pa} + I_x'z_{10} + I_x'z_{M4} + I_x'z_9$$

Ecuaciones para el movimiento de **desviación cubita** con una rotación de 30°:

$$\sum M_x = I_{xxT}\dot{\omega}_x = W_{12}mano(Z_{12CG}) + W_{11}(Z_{11CG}) + W_{pa}(Z_{paCG}) + W_{10}(Z_{10CG}) + WM_4(Z_{M4CG}) + W_9(Z_{9CG}) + T_{DC}$$

$$\sum M_y = -I_{xyT}\dot{\omega}_x + I_{xzT}\omega_x^2 = R_{Cz}(XR_C)$$

$$\sum M_z = -I_{xzT}\dot{\omega}_x - I_{xyT}\omega_x^2 = -W_{12}mano(X_{12CG}) - W_{11}(X_{11CG}) - W_{pa}(X_{paCG}) - W_{10}(X_{10CG}) - WM_4(X_{M4CG}) - W_9(X_{9CG}) + R_{Cy}(XR_C)$$

$$\sum F_x = 0$$

$$\sum F_y = (\omega_x^2)(m_{12}mano(-Y_{g12}) + m_{11}(-Y_{g11}) + m_{pa}(-Y_{gpa}) + m_{10}(-Y_{g10}) + m_{M4}(-Y_{gM4}) + m_9(-Y_{g9})) + (\dot{\omega}_x)(m_{12}mano(-Z_{g12}) + m_{11}(-Z_{g11}) + m_{pa}(-Z_{gpa}) + m_{10}(-Z_{g10}) + m_{M4}(-Z_{gM4}) + m_9(-Z_{g9})) = W_{12}mano + W_{11} + W_{pa} + W_{10} + WM_4 + W_9 + R_{By} + R_{Cy}$$

$$\sum F_z = (\omega_x^2)(m_{12}mano(-Z_{g12}) + m_{11}(-Z_{g11}) + m_{pa}(-Z_{gpa}) + m_{10}(-Z_{g10}) + m_{M4}(-Z_{gM4}) + m_9(-Z_{g9})) + (\dot{\omega}_x)(m_{12}mano(-Y_{g12}) + m_{11}(-Y_{g11}) + m_{pa}(-Y_{gpa}) + m_{10}(-Y_{g10}) + m_{M4}(-Y_{gM4}) + m_9(-Y_{g9})) = R_{Bz} + R_{Cz}$$

Al generar el programa en Mathematica y resolver el sistema de ecuaciones, los resultados en *desviación radial* son:

$$T_{DC} = -0.928147$$

$$R_{Cy} = 0.0050$$

$$R_{By} = -9.7274$$

$$R_{Cz} = 0.000006$$

$$R_{Bz} = -0.0121$$

Ecuaciones para el movimiento **pronación-supinación** con una rotación de  $80^\circ$ :

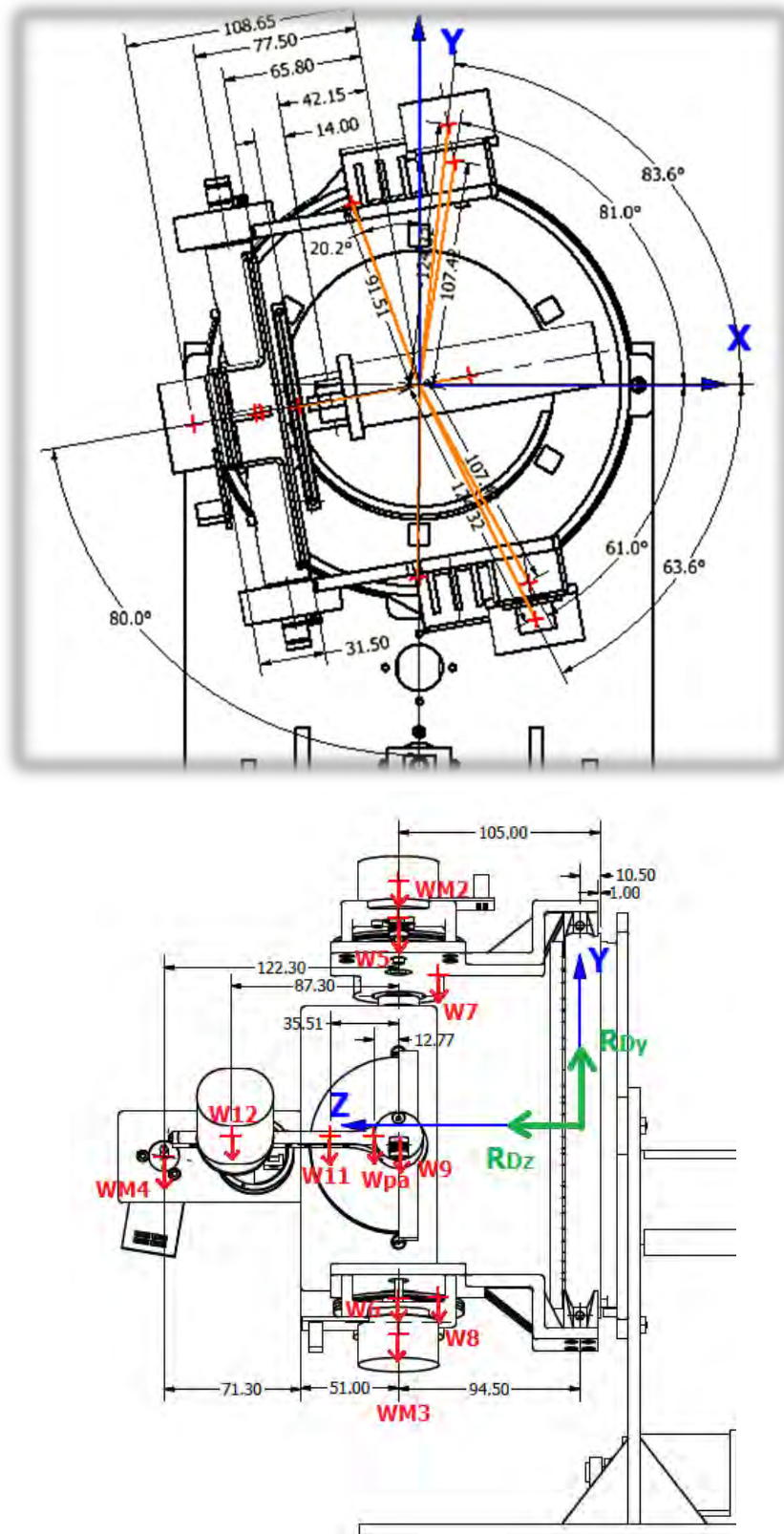


Figura 70. Sistema para pronación-supinación a  $80^\circ$ . Vista frontal y lateral respectivamente.

Ecuaciones de movimiento resultantes de la rotación en el eje **Z**:

$$\sum M_x = -I_{xz} \dot{\omega}_z - (-I_{yz} \omega_z^2)$$

$$\sum M_y = -I_{yz} \dot{\omega}_z - I_{xz} \omega_z^2$$

$$\sum M_z = I_{zz} \dot{\omega}_z$$

Los momentos a determinar son  $I_{zz}$ ,  $I_{xz}$  y  $I_{yz}$

Cosenos directores para la rotación de momento de inercia con respecto al CG.

$$I_x'x = \text{Cos}(80^\circ); \quad I_y'x = \text{Sen}(80^\circ); \quad I_z'x = 0;$$

$$I_x'y = -\text{Sen}(80^\circ); \quad I_y'y = \text{Cos}(80^\circ); \quad I_z'y = 0;$$

$$I_x'z = 0; \quad I_y'z = 0; \quad I_z'z = 1$$

Momentos totales para sustituir en las ecuaciones de movimiento:

$$I_{zz_T} = I_z'z_{12} + I_z'z_{11} + I_z'z_{pa} + I_z'z_{10} + I_z'z_{M4} + I_z'z_9 + I_z'z_8 + I_z'z_7 + I_z'z_6 + I_z'z_5 \\ + I_z'z_{M2} + I_z'z_{M3} + I_z'z_4$$

$$I_{xz_T} = I_x'z_{12} + I_x'z_{11} + I_x'z_{pa} + I_x'z_{10} + I_x'z_{M4} + I_x'z_9 + I_x'z_8 + I_x'z_7 + I_x'z_6 + I_x'z_5 \\ + I_x'z_{M2} + I_x'z_{M3} + I_x'z_4$$

$$I_{yz_T} = I_y'z_{12} + I_y'z_{11} + I_y'z_{pa} + I_y'z_{10} + I_y'z_{M4} + I_y'z_9 + I_y'z_8 + I_y'z_7 + I_y'z_6 + I_y'z_5 \\ + I_y'z_{M2} + I_y'z_{M3} + I_y'z_4$$

Sistema de ecuaciones a resolver:

$$\sum M_x = -I_{xz} \dot{\omega}_z - (-I_{yz} \omega_z^2) = W_{12} \text{mano}(Z_{12_{CG}}) + W_{11}(Z_{11_{CG}}) + W_{pa}(Z_{pa_{CG}}) + \\ + W_{10}(Z_{g10}) + W_{M4}(Z_{gM4}) + W_9(Z_{g9}) + W_8(Z_{g8}) + W_7(Z_{g7}) + W_6(Z_{g6}) + W_5(Z_{g5}) + \\ W_{M2}(Z_{gM2}) + W_{M3}(Z_{gM3}) + W_4(Z_{g4}) + \mathbf{M}_x$$

$$\sum M_y = -I_{yz} \dot{\omega}_z - I_{xz} \omega_z^2 = \mathbf{M}_y$$

$$\sum M_z = I_{zz} \dot{\omega}_z = -W_{12} \text{mano}(X_{g12}) + W_{11}(X_{g11}) + W_{pa}(X_{gpa}) + W_{10}(X_{g10}) + \\ W_{M4}(X_{gM4}) + W_9(X_{g9}) + W_8(X_{g8}) + W_7(X_{g7}) - W_6(X_{g6}) - W_5(X_{g5}) - W_{M2}(X_{gM2}) - \\ W_{M3}(X_{gM3}) + W_4(X_{g4}) + \mathbf{T}_{PS}$$

$$\sum F_x = (\omega_z^2)(m_{12} \text{mano}(-X_{g12}) + m_{11}(-X_{g11}) + m_{pa}(-X_{gpa}) + m_{10}(-X_{g10}) + \\ m_{M4}(-X_{gM4}) + m_9(-X_{g9}) + m_8(-X_{g8}) + m_7(-X_{g7}) + m_6(-X_{g6}) + m_5(-X_{g5}) +$$

$$mM2(-XgM2) + mM3(-XgM3) + m4(-Xg4)) + (\dot{\omega}_z)(m12mano(-Yg12) + m11(-Yg11) + mpa(-Ygpa) + m10(-Yg10) + mM4(-YgM4) + m9(-Yg9) + m8(-Yg8) + m7(-Yg7) + m6(-Yg6) + m5(-Yg5) + mM2(-YgM2) + mM3(-YgM3) + m4(-Yg4)) = \mathbf{R}_{Dx}$$

$$\begin{aligned} \sum Fy = (\omega_z^2)(m12mano(-Yg12) + m11(-Yg11) + mpa(-Ygpa) + m10(-Yg10) + mM4(-YgM4) + m9(-Yg9) + m8(-Yg8) + m7(-Yg7) + m6(-Yg6) + m5(-Yg5) + mM2(-YgM2) + mM3(-YgM3) + m4(-Yg4)) + (\dot{\omega}_z)(m12mano(Xg12) + m11(Xg11) + mpa(Xgpa) + m10(Xg10) + mM4(XgM4) + m9(Xg9) + m8(Xg8) + m7(Xg7) + m6(Xg6) + m5(Xg5) + mM2(XgM2) + mM3(XgM3) + m4(Xg4)) = W12mano + W11 + Wpa + W10 + WM4 + W9 + W8 + W7 + W6 + W5 + WM2 + WM3 + W4 + \mathbf{R}_{Dy} \end{aligned}$$

$$\sum Fz = 0 = \mathbf{R}_{Dz}$$

Resultados en Mathematica *para pronación-supinación*:

$$Mx = -2.1690$$

$$R_{Dx} = 0.00613$$

$$My = 0.0020$$

$$R_{Dy} = -14.6358$$

$$T = -0.0442$$

$$R_{Dz} = 0$$

## 4.4. Transmisiones

### Transmisión para pronación y supinación.

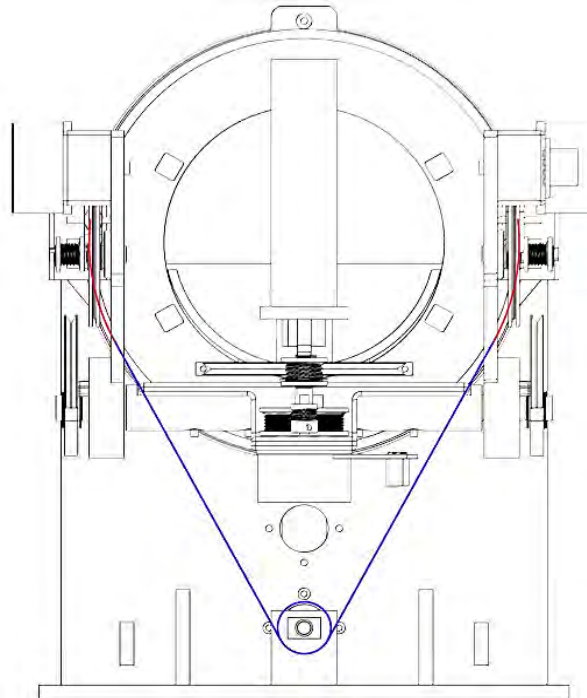


Figura 71. Configuración de transmisión para Pronación-Supinación.

Desde la perspectiva de reducir la velocidad que proporcionan los motores:

Velocidad del motor:  $\omega_M = 255 \text{ rpm}$

Velocidad a alcanzar es:  $\omega_{PS} = 1.396 \text{ rad/s} = 13.33 \text{ rpm}$

$$\text{Relación de velocidad} = \frac{\text{Vel. proporcionada por el motor}}{\text{Vel. deseada}}$$

$$\text{Relación de velocidad} = \frac{255 \text{ rpm}}{13.33 \text{ rpm}} = 19.1$$

Juego de poleas usado:

Polea del Motor (color azul):  $D = 10.3 \text{ mm}$

Polea para reducción (color rojo):  $D = 200 \text{ mm}$

$$\text{RPM ultima polea} = \text{RPM motor} \times \frac{D_1}{D_2}$$

$$\text{RPM } D_2 = 255 \text{ rpm} \times \frac{10.3 \text{ mm}}{200 \text{ mm}} = 13.13 \text{ rpm}$$

Con base en el arreglo de poleas, establecido por la relación de velocidades, y el par nominal de cada motor, comprobaremos que se genere el par mínimo necesario para el movimiento.

En un sistema de poleas, cadena o correa, el efecto de aumentar

Par mínimo necesario para pronación-supinación:  $T_{PS} = 0.0442 \text{ Nm}$

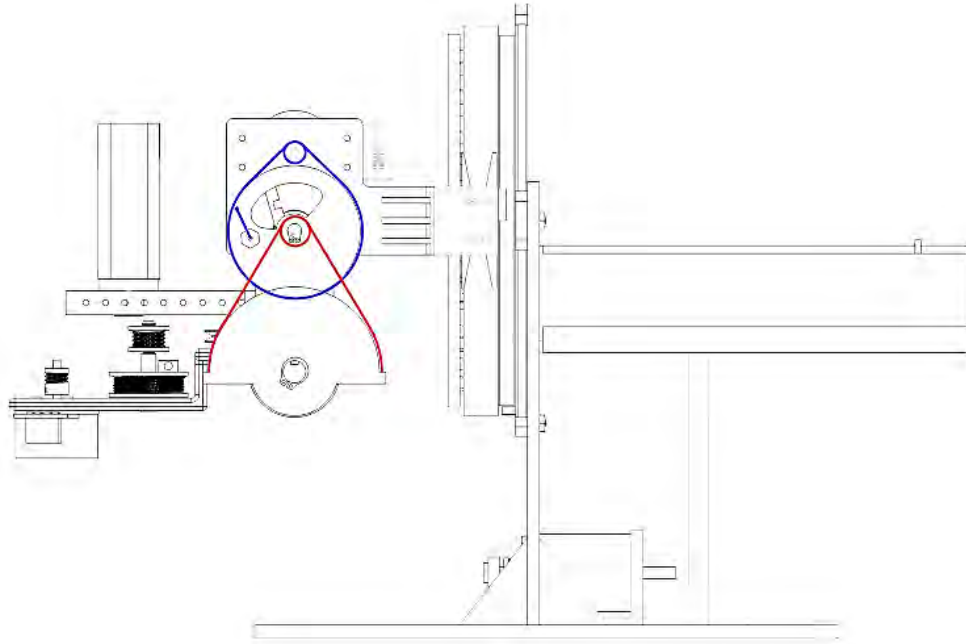
Par nominal del motor:  $T_M = 218 \text{ mNm} = 0.218 \text{ Nm}$

El par nominal del motor es aproximadamente 5 veces mayor que el par mínimo necesario, por lo que el motor con el que se cuenta EC-i 40 brushless puede ser utilizado.

### **Transmisión lateral.**

Son dos transmisiones laterales, con la misma configuración, cada una montada sobre uno de los brazos laterales. Ésta es la responsable de transmitir la potencia necesaria para el movimiento de flexión y extensión de la muñeca.





**Figura 72. Configuración de transmisión para Desviación Radial-Cubital.**

Desde la perspectiva de reducir la velocidad que proporcionan los motores:

Velocidad del motor:  $\omega_M = 259 \text{ rpm}$

Velocidad a alcanzar es:  $\omega_{DRC} = 0.524 \text{ rad/s} = 5.00 \text{ rpm}$

$$\text{Relación de velocidad} = \frac{259 \text{ rpm}}{5.00 \text{ rpm}} = 51.8$$

Juego de poleas usado:

1ra reducción

Polea del Motor (color azul):  $D_1 = 10 \text{ mm}$

Polea para reducción (color azul):  $D_2 = 60 \text{ mm}$

2ra reducción

Polea reducción 1 (color rojo):  $D_3 = 10 \text{ mm}$

Polea para reducción 2 (color rojo):  $D_4 = 80 \text{ mm}$

$$\text{RPM } D_2 = 259 \text{ rpm} \times \frac{10 \text{ mm}}{60 \text{ mm}} \times \frac{10 \text{ mm}}{80 \text{ mm}} = 5.40 \text{ rpm}$$

Comprobación de la relación entre el par necesario y el par que el motor proporciona.

Par mínimo necesario para desviación radial:  $T_{DR} = 0.3498 Nm$

Par mínimo necesario para desviación cubital:  $T_{DC} = 0.9281 Nm$

Par nominal del motor:  $T_M = 128 mNm = 0.128 Nm$

El par nominal del motor es considerablemente menor al par mínimo necesario, por lo que el motor con el que se cuenta (EC 45-brushless-70 watt) no es el adecuado, ya que no cubre con los requerimientos para la generación del movimiento deseado.

Además de que en este caso hay una transmisión en cada brazo lateral, así que el torque que se necesite será dividido entre estas dos.

### Transmisión para flexión y extensión.

Se encuentra soportada por la plataforma en T.

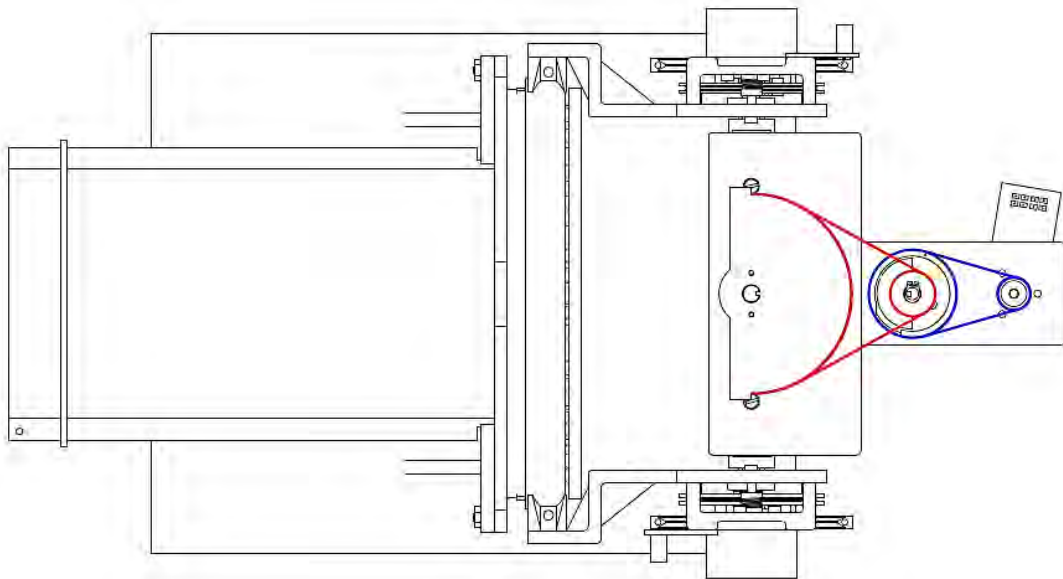


Figura 73. Configuración de transmisión Flexión-Extensión.

Desde la perspectiva de reducir la velocidad que proporcionan los motores:

Velocidad del motor:  $\omega_M = 259 rpm$

Velocidad a alcanzar es:  $\omega_{DRC} = 1.222 rad/s = 11.67 rpm$

$$\text{Relación de velocidad} = \frac{259 rpm}{11.67 rpm} = 22.1$$

Juego de poleas usado:

1ra reducción

Polea del Motor (color azul):  $D_1 = 10 \text{ mm}$

Polea para reducción (color azul):  $D_2 = 40 \text{ mm}$

2ra reducción

Polea reducción 1 (color rojo):  $D_3 = 15 \text{ mm}$

Polea para reducción 2 (color rojo):  $D_4 = 85 \text{ mm}$

$$\text{RPM } D_2 = 259 \text{ rpm} \times \frac{10 \text{ mm}}{40 \text{ mm}} \times \frac{15 \text{ mm}}{85 \text{ mm}} = 11.42 \text{ rpm}$$

Comprobación de la relación entre el par necesario y el par que el motor proporciona.

Par mínimo necesario para flexión-extensión:  $T_{FE} = 0.0081 \text{ Nm}$

Par nominal del motor:  $T_M = 128 \text{ mNm} = 0.128 \text{ Nm}$

El par nominal del motor es aproximadamente 15 veces mayor que el par mínimo necesario, por lo que el motor con el que se cuenta (EC 45-brushless-70 watt) puede ser utilizado.

## 5. RESULTADOS

### 5.1. Análisis de Esfuerzos en programa CAD

El software de diseño CAD, *Autodesk Inventor*, cuenta con una herramienta llamada *análisis de elementos finitos*, el cual hace un estudio de la deformación lineal que sufre la pieza o el sistema según el tipo de material y las fuerzas que soporta.

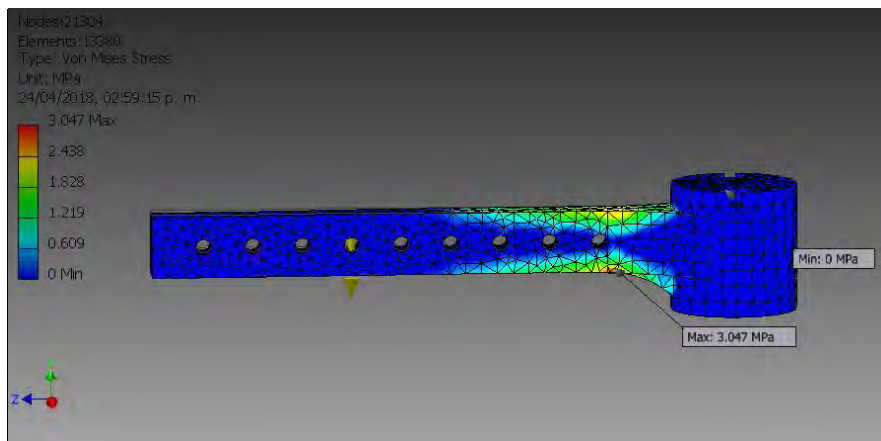
Con base en los resultados obtenidos en estudio de carga estática del dispositivo de rehabilitación obtuvimos los siguientes resultados:

**Tabla 18: Intensidad de las cargas aplicadas a cada pieza.**

Pieza	Nomenclatura	Carga [N]
1) Soporte de la manilla	F1211y	7.653
2) Plataforma en T	FM410y	1.373
3) Brazos laterales	F98y = F97y	5.480
4) Disco móvil	F84y	7.862

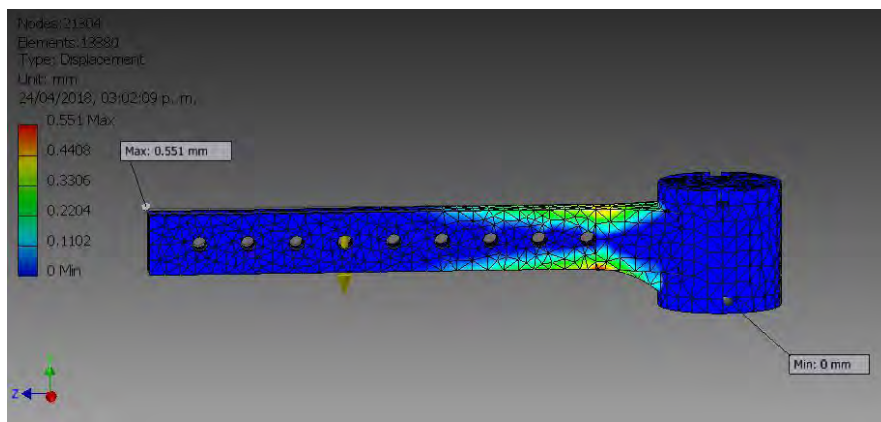
### 1. Para el soporte de la manilla:

Figura 74: Resultados de Von Mises por el análisis de elemento finito, muestran que la zona con mayor concentración de esfuerzos se genera en la sección barrenada, cerca del cuerpo cilíndrico. Podría ser necesario rediseñar la pieza para reforzarla.



**Figura 74. Manilla; Von Mises.**

Figura 75: La deformación es plástica e imperceptible, 0.55 mm. No interferirá con la función para la que se diseñó la pieza.



**Figura 75. Manilla; Desplazamiento.**

Figura 74: El valor mínimo resultante en factor de seguridad es 6. Como se puede observar, es en la zona donde la concentración de esfuerzos es mayor; siendo un valor mayor al mínimo requerido en diseño ingenieril, que es de 1, rediseñar la pieza no es prioridad.

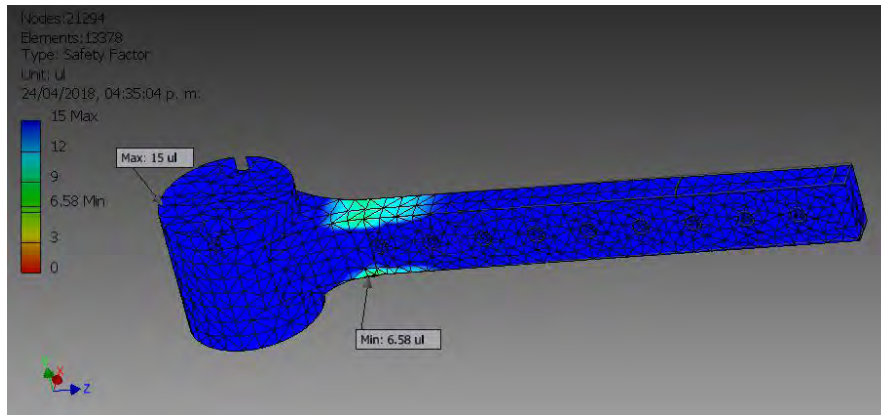


Figura 76. Manilla; Factor de seguridad.

## 2. Para la plataforma en T:

La concentración de esfuerzos máxima (en color verde-turquesa), no representa ningún riesgo para la pieza (fig. 77).

El desplazamiento que sufre la pieza en la parte delantera (fig. 78) es despreciable. En este extremo la carga será siempre la misma.

La figura 79 muestra el factor de seguridad obtenido tras la simulación en Inventor, teniendo un valor de 15 como máximo y mínimo. La posibilidad de que la pieza pudiera fracturarse es prácticamente nulo.

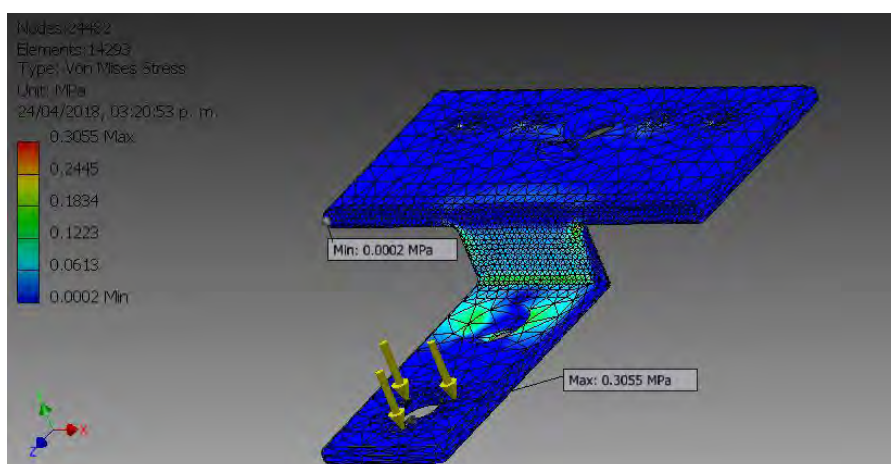


Figura 77. Plataforma en T; Von Mises.

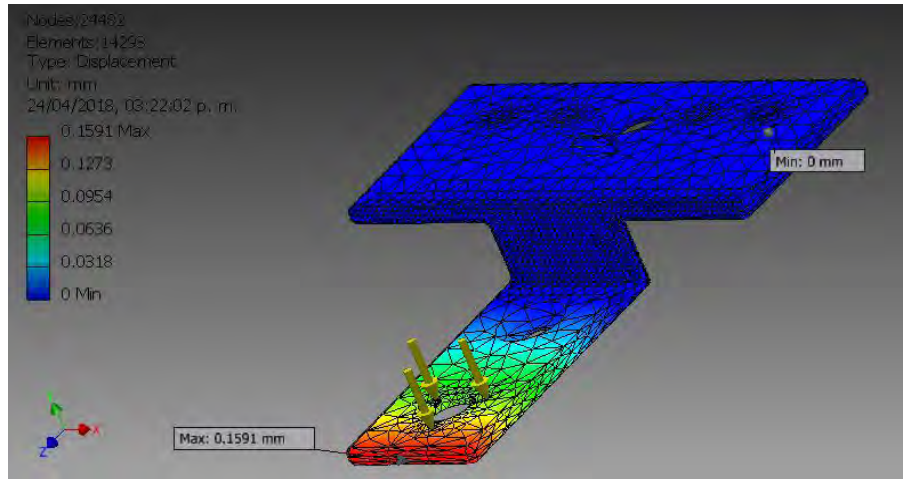


Figura 78. Plataforma en T; Von Mises.

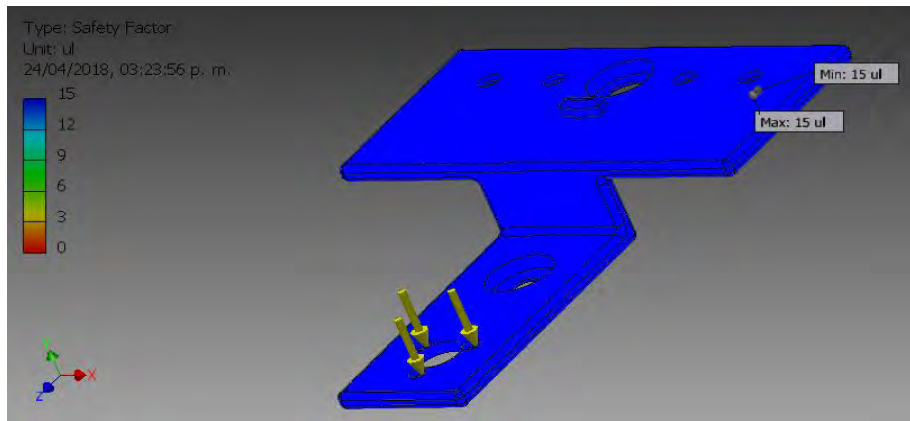


Figura 79. Plataforma en T; Factor de seguridad.

### 3. Para los brazos laterales:

En el análisis del brazo lateral en la figura 80 y 81, nos hace considerar la opción de colocar cartabones que ayuden a distribuir los esfuerzos que se concentran en el doblé.

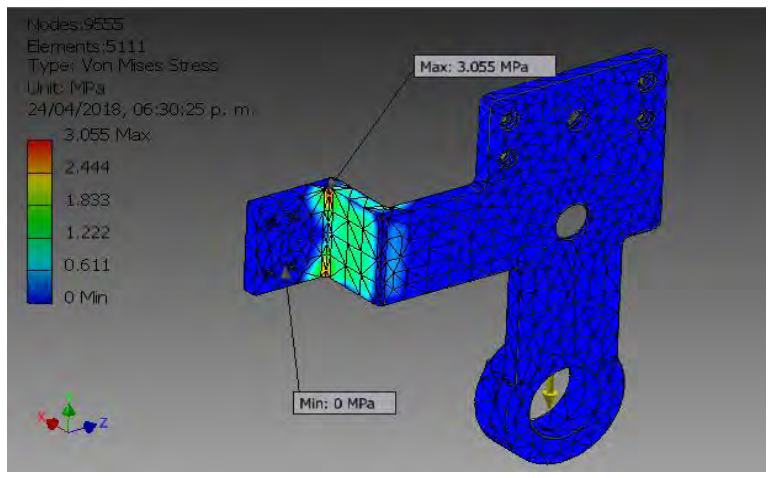


Figura 80. Brazo lateral; Von Mises.

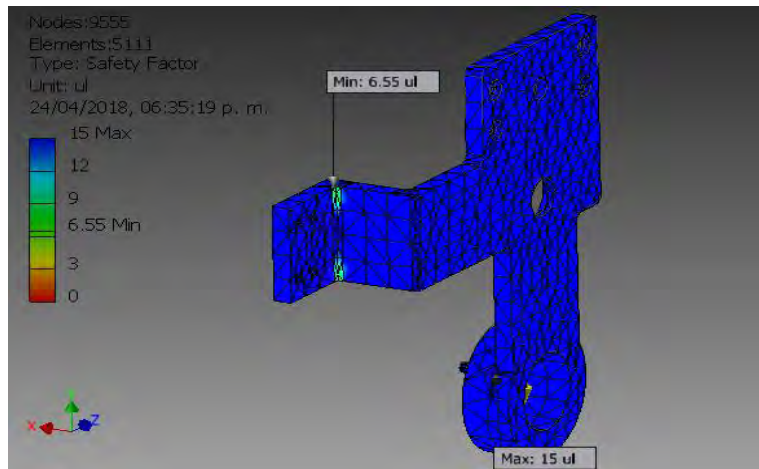


Figura 81. Brazo lateral; Factor de seguridad.

La figura 82, 83 y 84 son parte del análisis de elemento finito que se realizó en el brazo lateral después de colocar los cartabones de un lado y del otro de la pieza que estaba sometida a más esfuerzos; Podemos notar la distribución de estos, así como un aumento considerable en el factor de seguridad (figura 84).

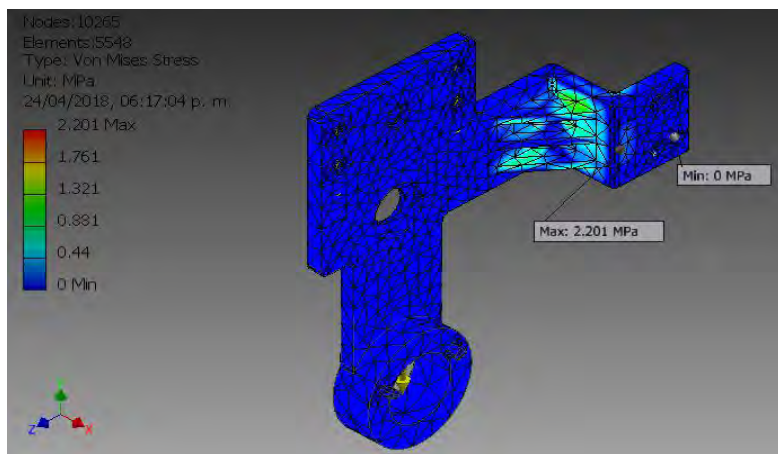


Figura 82. Brazo lateral con cartabones; Von Mises.

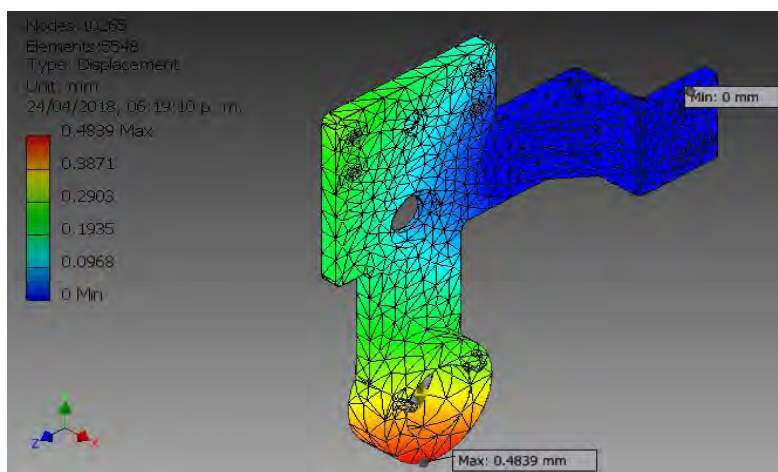


Figura 83. Brazo lateral con cartabones; Desplazamiento.

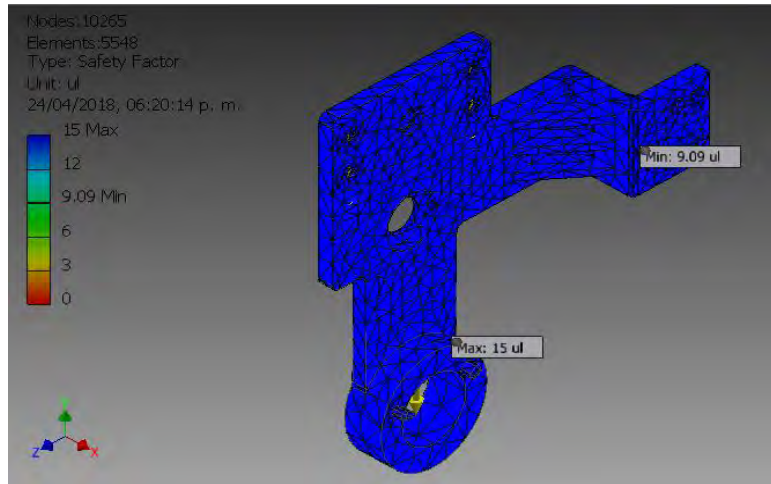


Figura 84. Brazo lateral con cartabones; Factor de seguridad.

#### 4. Para el disco móvil:

El análisis del disco muestra que las cargas no afectan en lo absoluto el cuerpo del disco, sino solo los extremos donde se sujetan los brazos laterales que cargan el resto de las piezas (fig. 85). Lo cual confirmamos con el factor de seguridad tan elevado, alrededor del cuerpo de la pieza (fig. 87).

El valor de desplazamiento en a figura 86, resulta ser irrelevante, siendo 0.000425 el resultado más alto.

Es posible hacer el cuerpo del disco hueco, lo cual también disminuye la cantidad de material utilizado para su manufactura.

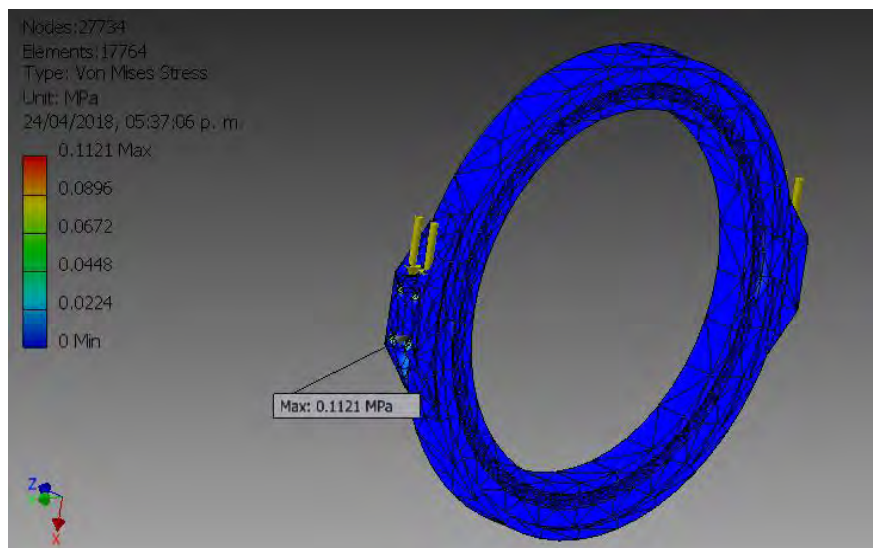


Figura 85. Disco móvil; Von Mises.



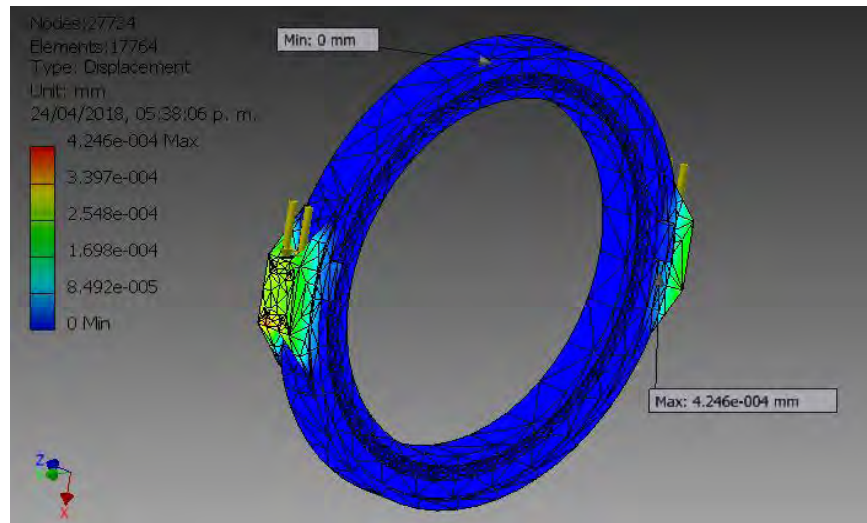


Figura 86. Disco Móvil; Desplazamiento.

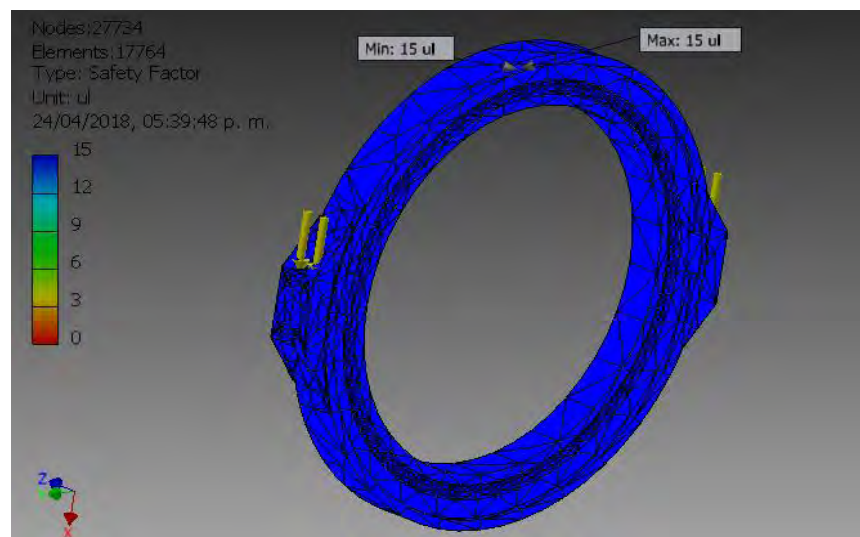


Figura 87. Disco móvil; Factor de seguridad.

Después del análisis estructural podemos asegurar que, mecánicamente, el dispositivo es seguro. Permite realizar los tres movimientos propios de la muñeca pronación-supinación, flexión-extensión y desviación radio-cubital de manera independiente.

Las piezas se manufacturaron con ABSM-30, ya que el material no representará ningún problema con las cargas a soportar y el movimiento del mecanismo. El ensamble de las piezas es sumamente práctico, con el uso de tornillos, tuercas y rodamientos (Figura 88 y 89).

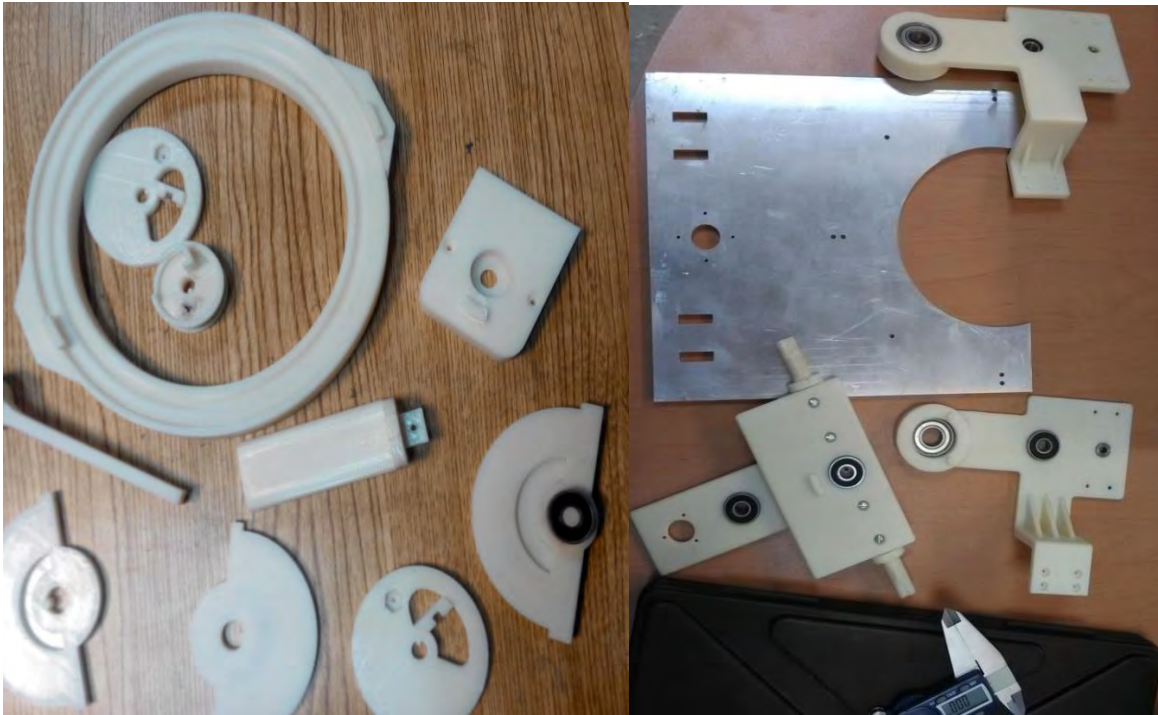


Figura 88. Piezas manufacturadas.

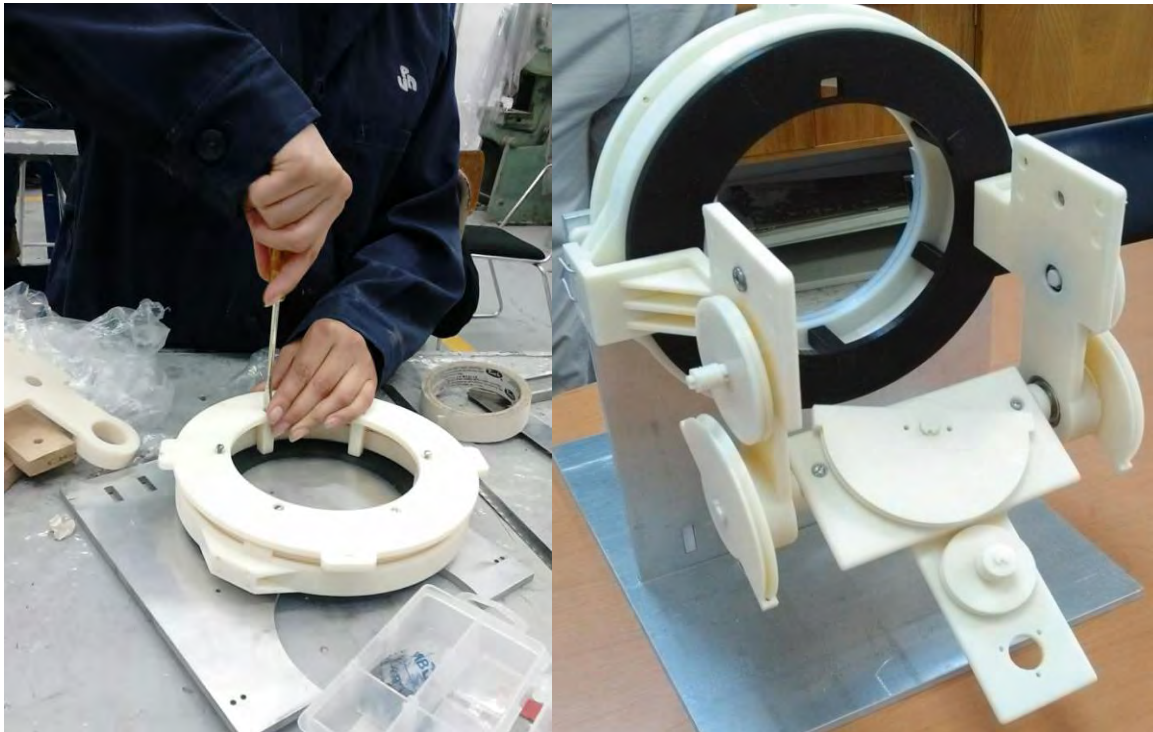


Figura 89. Ensamble del dispositivo.

## 6. TRABAJOS FUTUROS

Debido a limitaciones de tiempo y recursos, se decidió consolidar por lo menos el prototipo mecánico.

Posteriormente se trabajará con la adecuación de sistema de transmisión por poleas, lo cual implicará el control y correcto funcionamiento de los motores.

En cuanto se complete el control de los motores se podrán realizar pruebas con sujetos sanos. De manera simultánea se espera poder instrumentarlo con sensores de fuerza y acelerómetros (ver figura 90).

El siguiente objetivo es sincronizar el sistema mecatrónico con un espacio virtual (fig.91) creado para asistir la rehabilitación del paciente mediante la asignación de tareas motoras que proporcionen estímulos neurológicos. Así los ejercicios de rehabilitación serán más dinámicos y menos tediosos para el paciente.

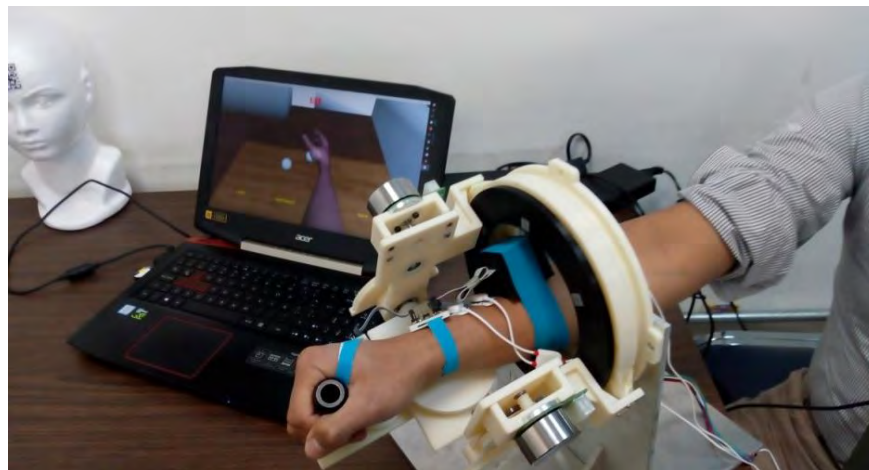


Figura 90. Trabajo futuro; instrumentación y realidad virtual.

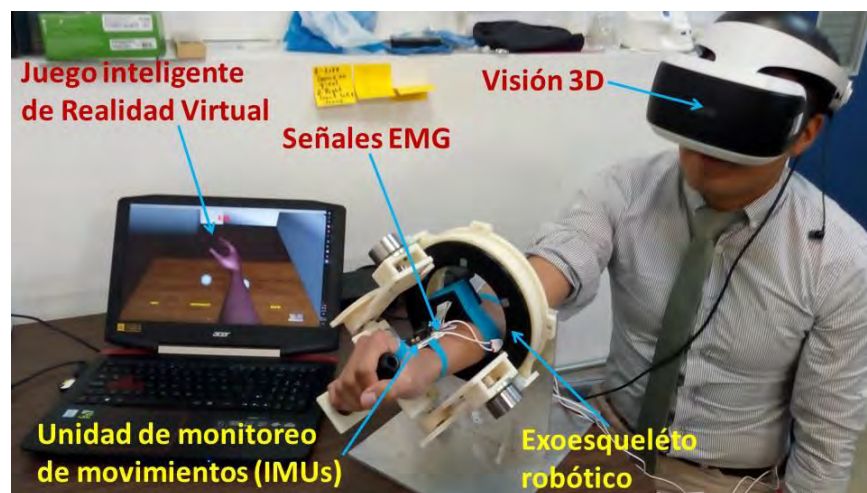


Figura 91. Descripción de los sistemas por interactuar.

## CONCLUSIONES

El dispositivo cuenta con un soporte para el brazo que facilitara su inmovilización, evitando que la posición de la muñeca y los movimientos que se generen con ayuda del dispositivo se vean afectados. La manilla fue diseñada de tal forma que se pueda posicionar a diferentes distancias, pensando en que la mano de cada persona tiene diferentes dimensiones, por lo tanto era necesario considerar longitudes variables para la sujeción. Esto mejora la funcionalidad del sistema, obteniendo movimientos más precisos, que corresponden con los ejes sobre los que se efectúa cada movimiento en la muñeca, haciendo efectivo el propósito de rehabilitación. Cada módulo de movimiento cuenta con un sistema de independiente, cuyos motores eléctricos pueden ser controlados mediante programación; así que si uno de los módulos falla, esto no afectará a los demás ni al usuario.

Como se mencionó anteriormente, la instrumentación del dispositivo es el nuevo objetivo a alcanzar. Pues hasta ahora, el sistema solo permite la reproducción de los movimientos pronación-supinación de la mano, flexión-extensión y desviación radio-cubital de la muñeca. Pero se considera indispensable instrumentarlo para tener un control total de los movimientos que se ejecutan para obtener un registro del avance en la terapia del paciente.

Este proyecto ha permitido generar un prototipo, con la tecnología de impresión 3d, a partir del cual se podrán hacer más implicaciones en el diseño de las piezas después de observar el funcionamiento de estas con la adaptación de los motores y el sistema de transmisión por poleas.

El diseño del mecanismo podrá dar sustento a otros proyectos que se desarrollan la Unidad de Investigación y Desarrollo Tecnológico del ICAT, UNAM en el Hospital General de México "Dr. Eduardo Liceaga".

## REFERENCIAS

### BIBLIOGRAFÍA

AKIN, J. E. (2010). *Finite Element Analysis Concepts; Via SolidWorks*. United States of America: World Scientific.

ÁVILA CHAURAND, R., GONZALEZ MUÑOS, E.L. , PRADO LEÓN, L.R. (2001). *Dimensiones Antropométricas Población Latinoamericana: México - Cuba, Colombia – Chile – Venezuela*. México: Universidad de Guadalajara.

CHIRONIS, N. P. (1965). *Mechanisms, Linkages, And Mechanical Controls*. United States of America: Ed. McGraw-Hill.

CROSS, N. (1999). *Métodos de diseño: Estrategias para el diseño de productos*. México: Limusa.

GARCÍA MELÓN, M. (2010). *Fundamentos del Diseño en la Ingeniería*. México: Limusa.

SPONG, M. W., HUTCHINSON, S., VIDYASAGAR, M. (2006). *Robot Modeling and Control*. United States of America: WILEY.

MILTON, A. (2013). *Métodos de Investigación para el diseño de producto*. Barcelona: Art Blume.

MONDELO, P.R., TORADA, E., BOMBARDO, P. (2000). *Ergonomía 1: Fundamentos*. Mexico: Alfaomega grupo editorial

PROUBASTA, I., PLANELL, J.A., GIL, F.X. (1997). *Fundamentos de Biomecánica y Biomateriales*. Ed. Madrid: Ergon.

### ARTÍCULOS

CASTILLO, F.D., LAURENDEAU, S., TEASDALE, N., y SIMONEAU M. (2014). Quantifying forearm and wrist joint power during unconstrained movements in healthy individuals. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*.  
<https://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/1743-0003-11-157>

PELHLIVAN, A. U., LEE, S., O'MALLEY, M. K. (2012). Mechanical design of rice wrist-S: a forearm –wrist exoskeleton for stroke and spinal cord injury rehabilitationn. *The fourth IEE RAS/EMBS international conference on biomedical robotics and biomechatronics*.

## **PAGINAS WEB**

CASTELAO, G.S. (2008). Norma Española UNE-EN ISO 9999:2007. Disponible online: <https://dialnet.unirioja.es/descarga/articulo/3414116.pdf>

BARRAGAN, G. (s.f.). Artritis reumatoide en el paciente mayor. Disponible online: <http://www.medigraphic.com/pdfs/actmed/am-2011/am111d.pdf>

CENETEC. (2010). Diagnóstico y tratamiento de artritis reumatoide del adulto. México: Secretaria de Salud. Disponible online: [http://www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/gpc/CatalogoMaestro/195\\_ARTRITIS\\_REUMATOIDE/Artritis\\_reumatoidE\\_EVR\\_CENETEC.pdf](http://www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/gpc/CatalogoMaestro/195_ARTRITIS_REUMATOIDE/Artritis_reumatoidE_EVR_CENETEC.pdf)

DIEGO-MAS, JOSE ANTONIO. (2015). Análisis biomecánico estático coplanar. Ergonautas, Universidad Politécnica de Valencia. Disponible online: <http://www.ergonautas.upv.es/metodos/biomecanica/biomecanica-ayuda.php>

GUTIERREZ, E., MARTÍNEZ, M.P, ZUÑIGA, M.Z., SANCHEZ, S. (2012). Artritis reumatoide: prevalencia, inmunopatogenia y antígenos relevantes para su diagnóstico. Disponible online: <http://www.archivosdemedicina.com/medicina-de-familia/artritis-reumatoide-prevalencia-inmunopatogenia-y-antigenos-relevantes-para-su-diagnostico.pdf>

Instituto Nacional de Estadística y Geografía [INEGI]. (2015). Encuesta nacional de la Dinámica Demográfica 2014. Aguascalientes: INEGI. Disponible online: [http://www.inegi.org.mx/saladeprensa/boletines/2015/especiales/especiales2015\\_07\\_1.pdf](http://www.inegi.org.mx/saladeprensa/boletines/2015/especiales/especiales2015_07_1.pdf)

Instituto Nacional de Estadística y Geografía [INEGI]. (2015). Estadísticas a propósito de día internacional de las personas con discapacidad (3 de diciembre). Aguascalientes: INEGI. Disponible online: <http://www.inegi.org.mx/saladeprensa/aproposito/2015/discapacidad0.pdf>

MENDOZA, G. [ET AL]. (2013). Artritis reumatoide y dislipidemias. Disponible online: <http://www.medigraphic.com/pdfs/residente/rr-2013/rr131c.pdf>

ROMERO, J.M. (s.f.). Artritis Reumatoide: Información para pacientes y familiares. Disponible online:

*<http://www.conartritis.org/todo-sobre-artritis/que-es-la-ar/>*

Stratasys. (s.f.). ABS-M30. Disponible online:

*<http://www.stratasys.com/mx/materiales/fdm/abs-m30>*

Stratasys, PIXEL SISTEMAS. (2015). Impresión 3D FDM y PolyJet. Disponible online:

*<http://www.pixelsistemas.com/descargas/fabricacion-aditiva-impresion-3d-stratasys/comparacion-fdm-polyjet-2016.pdf>*

RUIZ, M.C. (2016). Artritis reumatoide su impacto social y económico. Boletín Epidemiológico. Gob.mx. Disponible online:

*<https://www.gob.mx/cms/uploads/attachment/file/72394/sem12.pdf>*

## **ANEXOS**



# I. Ensamble general del exoesqueleto para rehabilitación

PARTS LIST			
ITEM	QTY	PART NUMBER	DESCRIPTION
1	1		Base Horizontal
2	1		Base vertical
3	4		Cartabon
4	1		Base fija del Rodamiento
5	40		Balin 0.25
6	1		Base giratoria del Rodamiento
7	1		Brazo fijo Izquierdo
8	1		Brazo fijo Derecho
9	1		Eje desviación Radi-Cubital
10	2		Polea para eje Radio-Cubital
11	1		Sujetador
12	2		Base de Motor lateral
13	1		Motor EC- i 40, brushless, 100watt 496660
14	4		Cilindros para soporte brazo
15	1		Soporte del brazo
16	1		Refuerzo base motor EC-i 40
17	3		Motor EC 45 flat, brushles, 70 watt
18	2		Polea para Motores
19	1		Base eje M1
20	1		Polea 15 mm
21	1		Polea Flex-Ext
22	2		Eje para poleas Radio-Cubital y rodamiento 8x22
23	1		Plataforma en T
24	1		Eje para poleas Flex-Ext y rodamiento 8x22
25	3		Magnetos
26	1		Toppe para codo
27	1		Polea 15 mm
28	2		Polea 10mm
29	1		Polea ejes motor
30	1		Polea Flex-Ext adaptar tensor
31	1		Eje para poleas FLE-EXT
32	2		Polea 60mm
33	1		Eje polea Inf-plataforma2
34	7		Tuerca exagonal 1/8"
35	4		Tornillo 1/8"
36	13		Tornillo M3
37	19		Tornillo 1/8" L1-2in
38	6		Tornillo 1/8" L3-4in
39	1		Disco oprimor ranurado
40	6		Soporte disco oprimor
41	6		Tuerca cuadrada 1/8"
42	1		DIN 625 SKF - SKF 618/6
43	2		DIN 625 SKF - SKF 6001
44	4		DIN 625 SKF - SKF 608
45	11		ANSI B 27.7M - 3AMI-8
46	4		ANSI B 27.7M - 3AMI-6
47	6		ANSI B 27.7M - 3AMI-12

VIEW12  
SCALE 1 / 2

				Universidad Nacional Autónoma de México Centro de Ciencias Aplicadas y Desarrollo Tecnológico	
DIBUJO Martínez Díaz Diana		TÍTULO DEL PROYECTO Diseño Mecánico de un Exoesqueleto para Rehabilitación de Muñeca			
REVISÓ D.I. Salvador Perez		Nº DE PIEZAS -----		PIEZA -----	
APROBÓ Dr. Miguel A. Padilla		Ensamble General de Exoesqueleto para rehabilitación			
		ESCALA 1/2	COTAS -----		PLANO Nº DMEC-ERM-000

## II. Hoja de datos del ABS-M30



ABS-M30™ is up to 25 to 70 percent stronger than standard ABS and is an ideal material for conceptual modeling, functional prototyping, manufacturing tools and end-use-parts. ABS-M30 has greater tensile, impact and flexural strength than standard ABS. Layer bonding is significantly stronger than that of standard ABS, for a more durable part. This results in more realistic functional tests and higher quality parts for end use. ABS-M30 parts are stronger, smoother and have better feature detail. ABS-M30 runs the Xtend 500 Fortus Plus option, which enables more than 400 hours of unattended build time.

MECHANICAL PROPERTIES <sup>1</sup>	TEST METHOD	ENGLISH		METRIC	
		XZ AXIS	ZX AXIS	XZ AXIS	ZX AXIS
Tensile Strength, Yield (Type 1, 0.125", 0.2"/min)	ASTM D638	4,550 psi	3,750 psi	31 MPa	26 MPa
Tensile Strength, Ultimate (Type 1, 0.125", 0.2"/min)	ASTM D638	4,650 psi	4,050 psi	32 MPa	28 MPa
Tensile Modulus (Type 1, 0.125", 0.2"/min)	ASTM D638	320,000 psi	310,000 psi	2,230 MPa	2,180 MPa
Tensile Elongation at Break (Type 1, 0.125", 0.2"/min)	ASTM D638	7%	2%	7%	2%
Tensile Elongation at Yield (Type 1, 0.125", 0.2"/min)	ASTM D638	2%	1%	2%	1%
Flexural Strength (Method 1, 0.05"/min)	ASTM D790	8,700 psi	7,000 psi	60 MPa	48 MPa
Flexural Modulus (Method 1, 0.05"/min)	ASTM D790	300,000 psi	250,000 psi	2,060 MPa	1,760 MPa
Flexural Strain at Break (Method 1, 0.05"/min)	ASTM D790	4%	3.5%	4%	3.5%

MECHANICAL PROPERTIES	TEST METHOD	ENGLISH	
		XZ AXIS	ZX AXIS
IZOD Impact, notched (Method A, 23°C)	ASTM D256	2.4 ft-lb/in	128 J/m
IZOD Impact, un-notched (Method A, 23°C)	ASTM D256	5.6 ft-lb/in	300 J/m



THERMAL PROPERTIES <sup>2</sup>	TEST METHOD	ENGLISH		METRIC	
		XZ AXIS	ZX AXIS	XZ AXIS	ZX AXIS
ASTM D648	ASTM D648	204°F		96°C	
Heat Deflection (HDT) @ 264 psi, 0.125" unannealed	ASTM D648	180°F		82°C	
Vicat Softening Temperature (Rate B/50)	ASTM D1525	210°F		99°C	
Glass Transition (Tg)	DMA (SSYS)	226°F		108°C	
Coefficient of Thermal Expansion (flow)	ASTM E831	4.90x10 <sup>-6</sup> in/in/°F		8.82x10 <sup>-6</sup> mm/mm/°C	
Coefficient of Thermal Expansion (xflow)	ASTM E831	4.70x10 <sup>-6</sup> in/in/°F		8.46x10 <sup>-6</sup> mm/mm/°C	
Melting Point	-----	Not Applicable <sup>2</sup>		Not Applicable <sup>2</sup>	

STRATASYS.COM

**stratasys**

THE 3D PRINTING SOLUTIONS COMPANY

### III. Motor EC 45, Brushless

maxon motor - Online Shop

<http://www.maxonmotor.com/maxon/view/product/397172>

**EC 45 flat Ø42.8 mm, brushless, 70 Watt, with Hall sensors**  
Part number 397172



Enlarge image

- Compare product
- Add to wish list
- Make a request

**Price scales**

Price per unit	1-4	USD 160.50
	5-19	USD 141.63
	20-49	USD 119.60
	from 50	On request
Prices including VAT		

Start combination

Order quantity

Add to cart

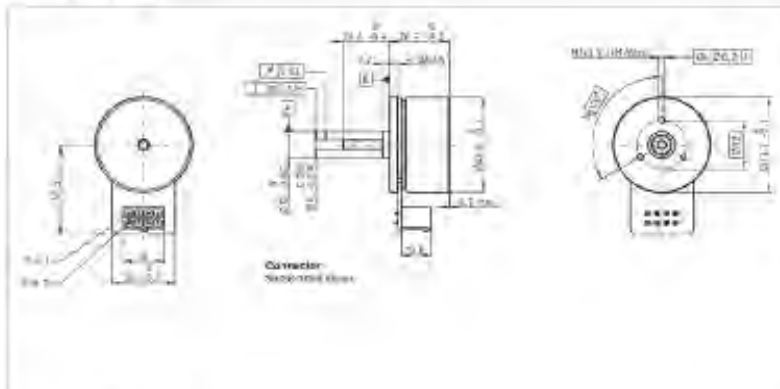
Print specifications

**Description**

Thanks to their flat design, the brushless EC flat motors are exactly the right drive for many applications. The well-conceived, simple engineering allows mainly automated production which results in a favorable price.

**Specifications**

**Technical illustrations**



Dimension drawing

Information: Drawings are not to scale.

**Values of nominal voltage**

Nominal voltage	24 V
No load speed	6110 rpm
No load current	234 mA
Nominal speed	4860 rpm
Nominal torque (max. continuous torque)	128 mNm
Nominal current (max. continuous current)	3.21 A
Start torque	1460 mNm
Start current	39.5 A
Max. efficiency	85 %

**Characteristics**

Terminal resistance	0.608 Ω
Terminal inductance	0.463 mH
Torque constant	36.9 mNm/A
Speed constant	259 rpm/V
Speed / torque gradient	4.25 rpm/mNm
Mechanical time constant	8.07 ms
Rotor inertia	181 gcm <sup>2</sup>

**Thermal data**

Thermal resistance housing-ambient	3.56 K/W
------------------------------------	----------

## IV. Motor EC-i-40, Brushless para Pronosupinación

maxon motor - Online Shop

<http://www.maxonmotor.com/maxon/view/product/496660>

**NEW**

**EC-i 40 (340 mm, brushless, 100 Watt, with Hall sensors)**

High Torque

Part number 496660



Enlarge image

Compare product

Add to wishlist

Make a request

Price scales

Price per unit	1-4	USD 395.83
	5-19	USD 296.25
	20-49	USD 298.56
	from 50	On request

Prices including VAT

Start combination

Order quantity

1

Add to cart

Print specifications

Description

Because of their optimized magnetic core, the brushless EC-i motors with iron core windings offer a very high torque density and low cogging torque. The multi-pole internal rotor is extremely dynamic. Its solid design with a steel flange and housing make this motor suitable for a wide range of applications. Order your EC-i drive online now.

Specifications

Values of nominal voltage

Nominal voltage	18 V
No load speed	4550 rpm
No load current	352 mA
Nominal speed	3930 rpm
Nominal torque (max. continuous torque)	218 mNm
Nominal current (max. continuous current)	5.7 A
Stall torque	3260 mNm
Stall current	87 A
Max. efficiency	88 %

Characteristics

Terminal resistance	0.207 Ω
Terminal inductance	0.169 mH
Torque constant	37.5 mNm/A
Speed constant	255 rpm/V
Speed / torque gradient	1.41 rpm/mNm
Mechanical time constant	0.648 ms
Rotor inertia	44 gcm <sup>2</sup>

Thermal data

Thermal resistance housing-ambient	7.17 K/W
Thermal resistance winding-housing	1.35 K/W
Thermal time constant winding	18.8 s
Thermal time constant motor	1400 s
Ambient temperature	-40...+100 °C
Max. winding temperature	+155 °C

Mechanical data

Bearing type	ball bearings
Max. speed	8000 rpm
Axial play	0 - 0.15 mm
Max. axial load (dynamic)	7 N
Max. force for press fits (static)	87 N
(static, shaft supported)	3000 N
Max. radial load	29 N, 5 mm from flange

Other specifications

Number of pole pairs	7
Number of phases	3
Number of subcycle cycles	0

Product

Weight	390 g
--------	-------

Operating Range

## V. Seguros para ejes según el diámetro de eje.

NO. DE ANILLO	DIÁMETRO DEL EJE		TAMAÑO DE RANURA						TAMAÑO Y PESO DEL ANILLO					DIÁM. LÍMITE			CARGA DE EMPUJE (kN)	
			DIÁMETRO		ANCHURA		PROFUNDIDAD	DIÁMETRO LIBRE		ESPESOR***		Peso por 1000 piezas	Ex-pendido sobre el Eje	Li-berado en la Ranura	Factor de seguridad del anillo de 4	Factor de seguridad de la ranura de 2		
	Ds mm	Ds INCH	Dg	tol	F.I.M.**	W	tol	d	DI	tol	T						tol	kg
MSH-4*	4	0.157	3.80		0.03	0.32	+0.05	0.10	3.60	+0.05	0.25	±0.05	0.017	7.0	6.8	0.6	0.2	
MSH-5*	5	0.197	4.75	-0.06	0.03	0.50	+0.10	0.13	4.55	-0.10	0.40		0.029	8.2	7.9	1.1	0.3	
MSH-6*	6	0.236	5.70		0.03	0.50		0.15	5.45		0.40		0.040	9.1	8.8	1.4	0.4	
MSH-7	7	0.275	6.60		0.05	0.70		0.20	6.35		0.60		0.10	12.3	11.8	2.6	0.7	
MSH-8	8	0.315	7.50	-0.10	0.05	0.70		0.25	7.15		0.60		0.12	13.6	13.0	3.1	1.0	
MSH-9	9	0.354	8.45		0.05	0.70		0.28	8.15	+0.05	0.60		0.15	14.5	13.8	3.5	1.2	
MSH-10	10	0.393	9.40		0.05	0.70		0.30	9.00	-0.15	0.60		0.19	15.5	14.7	3.9	1.5	
MSH-11	11	0.433	10.35		0.05	0.70		0.33	10.00		0.60		0.23	16.4	15.6	4.3	1.8	
MSH-12	12	0.472	11.35		0.05	0.70		0.33	10.85		0.60		0.24	17.4	16.6	4.7	2.0	
MSH-13	13	0.512	12.30	-0.12	0.10	1.00		0.35	11.80		0.90		0.44	19.7	18.3	7.5	2.2	
MSH-14	14	0.551	13.25		0.10	1.00		0.38	12.90		0.90		0.49	20.7	19.7	8.1	2.6	
MSH-15	15	0.591	14.15		0.10	1.00		0.43	13.80		0.90		0.54	21.7	20.6	8.7	3.2	
MSH-16	16	0.630	15.10		0.10	1.00		0.45	14.70		0.90		0.59	22.7	21.6	9.3	3.5	
MSH-17	17	0.669	16.10		0.10	1.00		0.45	15.75		0.90	±0.06	0.64	23.7	22.6	9.9	4.0	
MSH-18	18	0.708	17.00		0.10	1.20	+0.15	0.50	16.85		1.10		0.92	26.2	25.0	16.0	4.4	
MSH-19	19	0.748	17.95		0.10	1.20		0.53	17.50	+0.15	1.10		0.95	27.2	25.9	16.9	4.9	
MSH-20	20	0.787	18.85		0.10	1.20		0.53	18.35	-0.25	1.10		1.0	28.2	26.8	17.8	5.7	
MSH-21	21	0.826	19.80	-0.15	0.10	1.20		0.60	19.40		1.10		1.1	29.2	27.7	18.6	6.2	
MSH-22	22	0.865	20.70		0.10	1.20		0.65	20.30		1.10		1.3	30.3	28.7	19.6	7.0	
MSH-23	23	0.905	21.65		0.10	1.20		0.67	21.25		1.10		1.4	31.3	29.6	20.5	7.6	
MSH-24	24	0.945	22.60		0.10	1.20		0.70	22.20		1.10		1.5	34.1	32.4	21.4	8.2	
MSH-25	25	0.984	23.50		0.10	1.20		0.75	23.10		1.10		1.6	35.1	33.3	22.3	9.2	
MSH-26	26	1.023	24.50		0.10	1.20		0.75	24.05		1.10		1.8	36.0	34.2	23.2	9.6	
MSH-27	27	1.063	25.45		0.10	1.40		0.78	24.95		1.30		2.2	37.8	35.9	24.4	10.3	
MSH-28	28	1.102	26.40		0.10	1.40		0.80	25.80		1.30		2.3	38.8	36.9	24.4	11.0	
MSH-30	30	1.181	28.35		0.15	1.40		0.83	27.90		1.30		2.5	40.6	38.6	31.6	12.3	
MSH-32	32	1.260	30.20	-0.20	0.15	1.40		0.90	29.60	+0.25	1.30		2.8	42.6	40.7	33.6	14.1	
MSH-34	34	1.339	32.00		0.15	1.40		1.00	31.40	-0.40	1.30		3.1	44.9	42.5	36.0	15.7	
MSH-35	35	1.378	32.90		0.15	1.40		1.05	32.30		1.30		3.3	45.9	43.4	37.0	16.1	
MSH-36	36	1.417	33.85		0.15	1.40		1.05	33.25		1.30		3.6	46.6	44.1	38.0	16.9	
MSH-38	38	1.496	35.80		0.15	1.40		1.10	35.20		1.30		4.0	50.6	48.0	40.0	23.5	
MSH-40	40	1.575	37.70		0.15	1.75		1.15	36.75		1.60		5.6	54.0	51.3	52.0	27.6	
MSH-42	42	1.654	39.60		0.15	1.75		1.20	38.80		1.60		6.3	56.0	53.2	54.0	24.8	
MSH-43	43	1.683	40.50		0.15	1.75		1.25	39.85		1.60		6.7	57.0	54.0	56.0	26.4	
MSH-45	45	1.772	42.40		0.15	1.75		1.30	41.80		1.60		7.0	59.0	55.9	58.0	28.8	
MSH-46	46	1.811	43.30		0.15	1.75		1.35	42.55	+0.35	1.60		7.3	60.0	56.8	59.0	30.4	
MSH-48	48	1.890	45.20	-0.30	0.15	1.75	+0.20	1.40	44.40	-0.50	1.60	±0.08	7.7	62.4	59.1	62.0	33.0	
MSH-50	50	1.969	47.20		0.15	1.75		1.40	46.20		1.60		8.2	64.4	61.1	64.0	36.0	

\*TAMAÑOS -4 A-6 DE MATERIAL ESTÁNDAR- ACERO AL CARBONO; MATERIAL OPCIONAL- COBRE DE BERILIO.

\*\* F.I.M. (MOVIMIENTO TOTAL DE INDICADOR)- DESVIACION MÁXIMA PERMITIDA DE CONCENTRIDAD ENTRE RANURA Y EJE.

IBASADO EN LAS CARCASAS Y EJES FABRICADOS CON ACERO LAMINADO EN FRÍO.

PARA UNA EXPLICACION DE LAS FÓRMULAS UTILIZADAS PARA DERIVAR LA CARGA DE EMPUJE Y OTROS DATOS DEL RENDIMIENTO, PÓNGASE EN CONTACTO CON EL DEPARTAMENTO DE INGENIERIA DE ROTOR CLIP.

\*\*\*PARA ANILLOS CON REVESTIMIENTO ELECTROLITICO AÑADA 0,05 AL ESPESOR MÁXIMO (T) INDICADO Y LOS VALORES DE ESPESOR DEL EXTREMO.