

**PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ**  
**FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA**



**PONTIFICIA  
UNIVERSIDAD  
CATÓLICA  
DEL PERÚ**

**DISEÑO DEL SISTEMA MECÁNICO DE UN EQUIPO PARA  
REHABILITACIÓN DE LA MUÑECA USANDO  
MECANISMOS PARALELOS**

**Tesis para optar el Título de Ingeniero Mecánico,  
que presenta el bachiller:**

**BRIAN DAVID PAJARES CORREA**

**ASESOR: Ing. Dante Elías Giordano**

**Lima, julio del 2017**

## DEDICATORIA

Dedicada a mis padres Valentina Correa Carhuatanta y Arturo Teodomiro Pajares Silva. Me enseñaron que sin esfuerzo y perseverancia nada se consigue en esta vida. A mis hermanos que cada día siguen siendo un ejemplo a seguir. A mi familia por su apoyo incondicional y a mis amigos por siempre enseñarme cosas nuevas.

*“La innovación no va ligada a la perfección. Innova y lanza, después tu entorno te ayudará a perfeccionar”*

*Bernardo Hernandez, Google*

## **AGRADECIMIENTOS**

Quisiera agradecer primeramente a Dios, a mis padres, hermanos y familia por su amor incondicional y por su apoyo siempre en las decisiones que tomo para alcanzar mis sueños y metas. A mis amigos que siempre estuvieron brindándome algún consejo y me hicieron sentir en familia.

A mis profesores por sus enseñanzas y su amistad, por sus consejos y por inculcarme en mí profesionalismo, perseverancia y humildad que me han hecho convertirme en un gran profesional. Agradezco al Ing. Dante Elías por guiarme en el transcurso del desarrollo de mi tesis porque me brindó las herramientas de un investigador que ama la ciencia instruyéndome en la disciplina, orden y responsabilidad en todo momento.

Finalmente, quiero agradecer a la PUCP que me dio más que conocimientos, un espacio donde pude encontrar una familia en donde compartí hermosos y únicos momentos con amigos y profesores.

Muchas gracias

## RESUMEN

El presente proyecto de investigación presenta una alternativa económica, de fabricación nacional, versátil y de bajo impacto ambiental para la fabricación de un equipo de alta tecnología usado en la medicina específicamente en pacientes con lesiones en la muñeca. Se trata de un equipo que utiliza tres actuadores eléctricos que al actuar conjuntamente permiten simular los movimientos de la muñeca que son pronación, supinación, flexión cubital, flexión radial, extensión y flexión.

Se seleccionó la solución óptima entre 3 modelos considerando criterios económicos y técnicos. Esta solución incluye la utilización de dos actuadores eléctricos lineales modelo CAHB-10 serie 2 de la marca SKF. Estos actuadores tienen una longitud de carrera de 100 mm y una fuerza de empuje y tracción de 240 N. Su velocidad es de 24 a 30 mm/s. El tercer actuador es un motor eléctrico de pasos marca SureStep modelo STP-MTR-17048. Su torque de eje detenido es 0.59 N-m y fuerza máxima radial iguala 1.82 kg. Interactuando conjuntamente estos equipos, van a permitir realizar los movimientos complejos en simultáneo en pacientes con lesiones en la muñeca que necesitan una rehabilitación total.

La solución óptima se realizó en SolidWork, un software en 3D para poder hacer simulaciones de movimiento y analizar las posiciones de máximos esfuerzos. El análisis de la posición de máximos esfuerzos permitió recaudar la información necesaria para analizar la resistencia de los componentes más críticos. La simulación en el software permitió además verificar que el equipo alcanza todos los máximos ángulos en todos los movimientos que se requiere en la rehabilitación.

Finalmente se elaboró los planos de detalles, ensambles y se evaluó los costos de su fabricación. El costo del equipo es aproximadamente US\$ 3,000. Se concluye que es posible realizar máquinas especializadas para personas que tienen una lesión a la muñeca y necesita de rehabilitación en el Perú.

## APROBACIÓN DEL TEMA DE TESIS



PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ  
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA

### TEMA DE TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE INGENIERO MECÁNICO

TÍTULO : DISEÑO DEL SISTEMA MECÁNICO DE UN EQUIPO PARA REHABILITACIÓN DE LA MUÑECA USANDO MECANISMOS PARALELOS

ÁREA : Diseño # 357

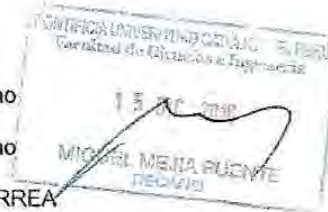
PROPUESTO POR : Dr. Dante Ángel Elías Giordano

ASESOR : Dr. Dante Ángel Elías Giordano

TESISTA : BRIAN DAVID PAJARES CORREA

CÓDIGO : 20060250

FECHA : 06 de diciembre de 2016



#### DESCRIPCIÓN Y OBJETIVOS:

En el Perú no existen equipos que permitan realizar rehabilitaciones personalizadas en el área de miembros superiores. Estos equipos se encuentran en clínicas especializadas en países con mayor desarrollo, y por su alto costo genera un gran problema para su uso en nuestro país. Por ello el presente trabajo trata de dar solución a este problema, desarrollando un dispositivo que permita realizar la rehabilitación de la muñeca, y de esta manera ayudar a las personas en su rehabilitación en el menor tiempo posible. Por otro lado, en la PUCP se han desarrollado iniciativas para promover la aplicación de tecnología orientada al sector salud usando mecanismos paralelos; un caso aplicativo es la plataforma de Gough que es considerada para la rehabilitación de la marcha normal en simuladores del tipo pie-plataforma.

Por lo tanto se propone el diseño del sistema mecánico de un equipo para la rehabilitación de la de la movilidad de la muñeca basado en un mecanismo paralelo, el cual permita reproducir los movimientos fisiológicos de la articulación de la muñeca así como las cargas a las cuales está sometida la articulación en condiciones normales.

Esta propuesta comprende la revisión de la fisiología y anatomía de la muñeca relacionados a ejercicios de rehabilitación, el estado del arte sobre tecnologías existentes e investigaciones desarrolladas, un análisis del espacio de trabajo a satisfacer, el diseño del mecanismo paralelo, la selección de los materiales y componentes de accionamiento, la elaboración de planos para ensamble y fabricación, así como una estimación de los costos de diseño y fabricación.



PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ  
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA

TEMA DE TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE INGENIERO MECÁNICO

**DISEÑO DEL SISTEMA MECÁNICO DE UN EQUIPO PARA REHABILITACIÓN  
DE LA MUÑECA USANDO MECANISMOS PARALELOS**

Introducción

1. Antecedentes
2. Diseño conceptual
3. Diseño mecánico y selección de componentes
4. Planos y estimación de costos

Observaciones y Recomendaciones

Conclusiones

Bibliografía

Anexos

*Máximo : 100 páginas*

Dr. Dante Elías Giordano  
Asesor

## ÍNDICE DE CONTENIDO

RESUMEN.....	i
APROBACIÓN DEL TEMA DE TESIS.....	ii
ÍNDICE DE CONTENIDO.....	iv
LISTA DE SÍMBOLOS.....	vi
INTRODUCCIÓN.....	1
CAPÍTULO 1. ANTECEDENTES.....	3
1.1. Evolución de los robots en el tiempo.....	3
1.1.1. Los robots del pasado.....	3
1.1.2. Los robots del presente.....	5
1.1.3. Los robots del futuro.....	7
1.2. Los robots paralelos.....	8
1.2.1. Notación de los robots paralelos.....	10
1.3. Robots usados en la medicina.....	10
1.4. Lesiones frecuentes en la muñeca.....	11
1.5. Rehabilitación de la muñeca.....	15
1.5.1. Valoración de los pacientes atendidos con lesiones de muñeca.....	15
1.5.2. Estadísticas en el Perú.....	16
1.6. Movimientos para la rehabilitación de la muñeca.....	17
CAPÍTULO 2. DISEÑO CONCEPTUAL.....	21
2.1. Lista de requerimientos.....	21
2.2. Estructura de funciones.....	24
2.2.1. La caja negra (Black-box).....	24
2.2.2. Desarrollo de la estructura de funciones.....	25
2.3. Concepto solución.....	26
2.3.1. Matriz morfológica.....	27
2.3.2. Descripción de las soluciones para el diseño mecánico.....	27

2.4.	Evaluación de las soluciones obtenidas	29
2.5.	Solución óptima	32
CAPÍTULO 3. DISEÑO MECÁNICO Y SELECCIÓN DE COMPONENTES .....		33
3.1	Diseño de los componentes mecánicos	33
3.2.	Diseño del subsistema para los movimientos de flexión y extensión	33
3.2.1.	Diseño del soporte mano .....	34
3.2.2.	Selección del motor .....	36
3.2.3.	Zunchado del soporte-mano con el eje del motor. ....	39
3.2.4.	Posicionamiento del motor y soporte mano .....	42
3.3.	Diseño del subsistema pronación, supinación, flexión radial y flexión cubital.	48
3.3.1.	Selección de actuadores lineales eléctricos.....	48
3.3.2.	Selección de juntas universales.....	52
3.3.3.	Verificación de las uniones atornilladas superiores.....	53
3.3.4.	Verificación de los pasadores junta universal y actuador.....	61
3.3.5.	Soporte central que une la plataforma móvil y la plataforma fija. ....	63
3.3.6.	Verificación de las uniones atornilladas inferiores.....	64
3.4.	Diseño del soporte fijo y del soporte del brazo	68
3.4.1	Soporte fijo .....	68
3.4.2.	Soporte del brazo .....	69
CAPÍTULO 4. PLANOS Y ESTIMACIÓN DE COSTOS .....		72
4.1.	Simbología y lista de planos.	72
4.2.	Costos de fabricación	73
OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES .....		76
CONCLUSIONES .....		78
BIBLIOGRAFÍA.....		80
ANEXO A. Componentes y materiales usados en el diseño de la máquina .....		i

## LISTA DE SIMBOLOS

$T_{acel}$	:	Torque de aceleración del motor [N.mm]
$\Delta Vel$	:	Variación de la velocidad hasta la velocidad deseada [rpm]
$\Delta t$	:	Tiempo que demoró en alcanzar la velocidad [s]
$I_{total}$	:	Momento de inercia total respecto a y [kg.mm <sup>2</sup> ]
$I_{rotor}$	:	Momento de inercia del rotor respecto a y [kg.mm <sup>2</sup> ]
$I_{sm}$	:	Momento de inercia del soporte mano respecto a y [kg.mm <sup>2</sup> ]
$I_{mano}$	:	Momento de inercia de la mano de la persona respecto a y [kg.mm <sup>2</sup> ]
$T_{totfs}$	:	Torque de seguridad para seleccionar el motor [N.m]
$T_{desacel}$	:	Torque que requiere el motor para llevar la carga al reposo [N.m]
$F_{rR}$	:	Fuerza de fricción resultante [N]
$F_{rt}$	:	Fuerza tangencial [N]
$F_{ra}$	:	Fuerza axial [N]
$M_t$	:	Momento tursor que genera el motor [N.m]
$dm$	:	Diámetro del eje del motor [m]
$m$	:	Masa del soporte de la mano [kg]
$g$	:	Aceleración de la gravedad [m/s <sup>2</sup> ]
$P_{cmin}$	:	Presión de contacto mínima entre el eje y la barra [N/mm <sup>2</sup> ]
$b$	:	Radio exterior de la barra circular [mm]
$c$	:	Radio del eje del motor [mm]
$E_c$	:	Módulo de elasticidad de la barra circular de aluminio [N/mm <sup>2</sup> ]
$E_e$	:	Módulo de elasticidad del eje de acero [N/mm <sup>2</sup> ]
$\nu_e$	:	Coefficiente de poisson del eje de acero.
$\nu_c$	:	Coefficiente de poisson de la barra circular de aluminio.
$\delta_{mina}$	:	Interferencia radial mínima corregida entre el eje y la barra [mm]
$Rz_e$	:	Rugosidad de acabado del eje del motor igual a 2.5
$Rz_c$	:	Rugosidad de acabado de la barra igual a 4
$Fp$	:	Fuerza de fricción que se genera por la unión entre el eje y la barra [N]
$\mu$	:	Coefficiente de fricción común entre el acero y aluminio, igual a 0.08.
$L$	:	Longitud de contacto de la unión igual a 10 [mm]
$Cs$	:	Factor de servicio frente a cargas.
$\alpha$	:	Angulo de flexión radial o cubital respecto al eje z [°]

$\beta$	:	Angulo de pronación o supinación respecto al eje x [°]
$\theta$	:	Angulo ángulo de flexión o extensión respecto al eje y [°]
$W$	:	Peso de la mano, soporte, caja y otros accesorios [N]
$F_x$	:	Fuerza del peso en el eje x del sistema de referencia [N]
$F_y$	:	Fuerza del peso en el eje y del sistema de referencia [N]
$F_z$	:	Fuerza del peso en el eje z del sistema de referencia [N]
$d_{cs}$	:	Distancia de los cordones al CG1 [mm]
$M_{fx}$	:	Momento flector respecto del eje x [N.mm]
$M_{fy}$	:	Momento flector respecto del eje y [N.mm]
$M_t$	:	Momento torsor máxima que genera el motor [N.mm]
$\tau_{ny}$	:	Esfuerzo tangencial producido por la $F_y$ [N/mm <sup>2</sup> ]
$\tau_{nz}$	:	Esfuerzo tangencial producido por la $F_z$ [N/mm <sup>2</sup> ]
$A_o$	:	Área de los cordones de soldadura [mm <sup>2</sup> ]
$a$	:	Ancho del cordón de soldadura [mm]
$l_a$	:	Largo del cordón de soldadura [mm]
$\tau_{nx}$	:	Esfuerzo tangencial producido por el momento $M_{fx}$ [N/mm <sup>2</sup> ]
$\tau_{nz}$	:	Esfuerzo tangencial producido por el momento $M_{fz}$ [N/mm <sup>2</sup> ]
$r$	:	Distancia del CG1 al punto analizado [mm]
$J_u$	:	Es el momento polar de inercia de los cordones respecto CG1 [mm <sup>4</sup> ]
$b$	:	Ancho entre cordón [mm]
$\tau_n$	:	Esfuerzo tangencial total [N/mm <sup>2</sup> ]
$\tau_{ax}$	:	Esfuerzo cortante producido por la fuerza $F_x$ [N/mm <sup>2</sup> ]
$\tau_{am}$	:	Esfuerzo cortante producido por el momento $M_t$ [N/mm <sup>2</sup> ]
$\tau_a$	:	Esfuerzo cortante total [N/mm <sup>2</sup> ]
$n_z$	:	Esfuerzo normal producido por la fuerza $F_z$ [N/mm <sup>2</sup> ]
$n_{xz}$	:	Esfuerzo normal producido por los momentos $M_{fx}$ y $M_{fz}$ [N/mm <sup>2</sup> ]
$v_c$	:	Factor de concentración de esfuerzo para esfuerzos normales.
$v_f$	:	Factor de concentración de esfuerzo para esfuerzos normales de flexión
$v_\tau$	:	Factor de concentración de esfuerzo generado por el esfuerzo de corte.
$\sigma_{eqa}$	:	Esfuerzo equivalente alternante [N/mm <sup>2</sup> ]
$v_2$	:	Factor de calidad de la unión tipo 3.
$\sigma_A$	:	Esfuerzo equivalente para un acero ASTM A36 [N/mm <sup>2</sup> ]
$FSR$	:	Factor de seguridad que verifica que no falla la junta por fatiga.

$T_w$	:	Torque que genera el peso del sistema superior [N/mm]
$F_w$	:	Peso del sistema en posición de pronación máxima [N]
$dc$	:	Distancia del centro de gravedad a la base móvil superior [mm]
$F_a$	:	Fuerza del actuador en pronación máxima [N]
$T_a$	:	Torque del actuador en pronación máxima [N.mm]
$da$	:	Distancia del actuador al centro de la plataforma circular [mm]
$T_w2$	:	Torque que genera el peso del sistema superior [N.mm]
$F_a2$	:	Fuerza del actuador en supinación máxima [N]
$T_a2$	:	Torque del actuador en pronación máxima [N.mm]
$F_N$	:	Esfuerzo normal en cada tornillo generado por una fuerza o momento [N]
$M_f$	:	Momento flector [N.mm]
$d_i$	:	Distancia del perno al centro de gravedad [mm]
$I$	:	Constante de distribución de esfuerzos [mm <sup>4</sup> ]
$A_i$	:	Área nominal de cada tornillo [mm <sup>2</sup> ]
$F_{Ny}$	:	Fuerza normal en cada tornillo producto de la fuerza y [N]
$A_t$	:	Área total de los tornillos [mm <sup>2</sup> ]
$F_c$	:	Fuerza cortante en cada tornillo [N]
$F_s$	:	Fuerza cortante general [N]
$F_{cm}$	:	Fuerza cortante producto del momento torsor del motor [N.mm <sup>2</sup> ]
$F_{cR}$	:	Fuerza cortante resultante [N.mm <sup>2</sup> ]
$F_{cx}$	:	Fuerza cortante en x [N]
$F_{cz}$	:	Fuerza cortante en z [N]
$F_R$	:	Fuerza resultante [N]
$F_N$	:	Fuerza normal total [N]
$C_t$	:	Constante de rigidez del tornillo [N/mm]
$E_t$	:	Módulo de elasticidad del tornillo $2.1 \times 10^5$ [N.mm <sup>2</sup> ]
$d_t$	:	Diámetro nominal del tornillo [mm]
$d_3$	:	Diámetro de raíz del tornillo [mm]
$L_1$	:	Longitud tramo I. Igual $0.4 \times d_t$ [mm]
$L_2$	:	Longitud tramo II, tramo sin rosca [mm]
$L_3$	:	Longitud tramo III, rosca fuera del agujero roscado [mm]
$L_4$	:	Longitud tramo IV, tramo roscado en el interior. Igual $0.5 \times d_t$ [mm]

$L_5$	:	Longitud que representa los filetes en contacto. Igual $0.33 \times d_t$ [mm]
$D_{max}$	:	Diámetro máximo del cono del flujo de líneas de esfuerzo [mm]
$d_1$	:	Diámetro de la cabeza cilíndrica de un tornillo [mm]
$w$	:	Factor para agujero roscado igual a 2.
$L_p$	:	Longitud de contacto entre el tornillo y las placas [mm]
$tgy$	:	Constante para uniones con agujeros roscados.
$D_{ext}$	:	Diámetro exterior de las placas [mm]
$C_p$	:	Constante de rigidez de las placas [N/mm]
$E_p$	:	Módulo de elasticidad de las placas $7.4 \times 10^4$ [N/mm <sup>2</sup> ]
$d_g$	:	Dimensión del agujero pasante de tolerancia media [mm]
$F_{ext/t}$	:	Fuerza exterior sobre el tornillo [N]
$F_{ext/p}$	:	Fuerza exterior sobre las placas [N]
$FS$	:	Factor de seguridad
$\sigma_A$	:	Límite a la fatiga que incluye los coeficientes de fatiga (N/mm <sup>2</sup> ).
$\sigma_{at}$	:	Componente alternante sobre el tornillo (N/mm <sup>2</sup> ).
$F_{exts}$	:	Fuerza externa superior [N]
$F_{exti}$	:	Fuerza externa inferior [N]
$A_s$	:	Área resistente del tornillo [mm <sup>2</sup> ]
$d_s$	:	Diámetro resistente del tornillo [mm]
$M_{fmax}$	:	Momento flector máximo en el pasador [N.mm]
$b$	:	Longitud de contacto entre la clavija y el agujero del actuador [mm]
$t_1$	:	Longitud de contacto entre la clavija y el soporte del actuador [mm]
$\sigma_{fmax}$	:	Esfuerzo flector máximo en la clavija [N/mm <sup>2</sup> ]
$d_{cl}$	:	Diámetro de la clavija [mm]
$F_{cp}$	:	Fuerza cortante en la clavija [N]
$\tau_{cp}$	:	Esfuerzo cortante en la clavija [N/mm <sup>2</sup> ]
$p_1$	:	Presión que se genera en la junta universal [N/mm <sup>2</sup> ]
$p_2$	:	Presión que se genera en el vástago del actuador [N/mm <sup>2</sup> ]

## INTRODUCCIÓN

En el Perú no existen equipos que permitan realizar rehabilitaciones personalizadas en el área de miembros superiores, estos equipos se encuentran en clínicas especializadas en países desarrollados, y por su alto costo genera un gran problema para su importación. Por ello el presente trabajo trata de dar solución a este problema, construyendo un mecanismo que permita realizar la rehabilitación de la muñeca, y de esta manera lograr ayudar a las personas que necesitan de un fisioterapeuta para su recuperación, y que conlleva a su rehabilitación en el menor tiempo posible.

En la PUCP se han desarrollado iniciativas para promover la aplicación de tecnología orientada al sector salud como los mecanismos paralelos y un caso aplicativo es la plataforma Stewart-Gough que es usada para la rehabilitación de la marcha normal.

La presente tesis plantea el diseño del sistema mecánico de un equipo para la rehabilitación de la de la movilidad de la muñeca basado en un mecanismo paralelo, el cual permita reproducir los movimientos de supinación-pronación, flexión cubital-flexión radial y extensión-flexión que posibilitan la recuperación total de la muñeca. El rehabilitador de la muñeca también debe producir fuerzas activas de contra movimiento, por lo tanto debe generar las cargas resistentes a las cuales está sometida las articulaciones de la muñeca. El diseño se encuentra orientado a las características físicas de una muestra de la población peruana y además con características que se puedan adaptar con facilidad a los centros de salud del Perú.

El desarrollo de este trabajo consta de 4 capítulos que en breve es explicado a continuación:

- En el primer capítulo se pretende explicar la evolución de los robots en el tiempo, los robots paralelos, aplicaciones de los robots en la medicina, principales lesiones que existen en la muñeca y los movimientos empleados para la rehabilitación de la muñeca.
- En el segundo capítulo se elabora un concepto solución para los movimientos que se quiere lograr para la rehabilitación de la muñeca, se definen formas

geométricas y además se escoge una solución óptima para resolver el problema planteado.

- En el tercer capítulo se realiza el diseño mecánico del sistema propuesto en un software de simulación y dibujo en 3D, se realizan cálculos geométricos del sistema, se hallan parámetros como la longitud de carrera, velocidades, aceleraciones, fuerzas y torques que son necesarios para diseñar los componentes del sistema, se detalla el ensamble del mecanismo y selección de componentes.
- En el cuarto capítulo finalmente se hace la notación de los planos que se han hecho y el costo y presupuesto para su fabricación de la parte mecánica.

Al final se resaltan los principales hallazgos en la sección de conclusiones además de las recomendaciones para posteriores investigaciones y se indican las fuentes de información empleadas para el desarrollo del estudio en la sección de bibliografía.

El objetivo general de la tesis es diseñar un mecanismo de rehabilitación de la muñeca usando mecanismos paralelos. Además se tienen los siguientes objetivos específicos:

- Usar una configuración adecuada usando mecanismos paralelos que permita realizar los tres movimientos principales de la muñeca.
- El diseño tiene que permitir abarcar los ángulos máximos que la muñeca humana puede realizar.
- El diseño debe tener la resistencia y confiabilidad adecuada respecto a los esfuerzos que se van a ejercer en el mecanismo.
- Para el diseño se debe usar materiales de fácil obtención y resistentes a los esfuerzos que se van a generar durante la rehabilitación pasiva y activa.

## CAPÍTULO 1

### ANTECEDENTES

#### 1.1. Evolución de los robots en el tiempo

##### 1.1.1. Los robots del pasado

Siempre ha existido gran curiosidad por los mecanismos que reproducen los movimientos de los seres vivos. Los griegos denominaron a estos dispositivos autómatas. Herón de Alejandría en el 85 DC desarrolló un mecanismo autómatas que se movía con elementos hidráulicos, poleas y palanca, otro ejemplo es la caja mágica de Herón presentado en la figura 1.1. En resumen se puede definir a un robot como el resumen de un conjunto de conocimientos científico y técnico que esta articulado y organizado para el beneficio de las personas [BARRIENTOS, 1997].

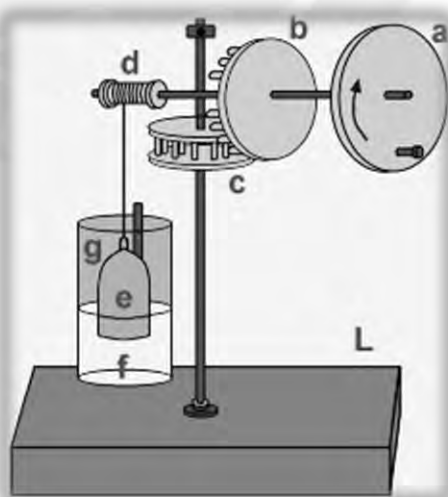


Figura 1.1 Caja mágica de Herón.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> [http://automata.cps.unizar.es/Historia/Webs/automatas\\_en\\_la\\_historia.htm](http://automata.cps.unizar.es/Historia/Webs/automatas_en_la_historia.htm)

El equipo autómatas más antiguo que se conserva en la actualidad es el Gallo de Estrasburgo de 1352 mostrado en la figura 1.2. Es un dispositivo que forma parte de un reloj de la torre de la catedral de Estrasburgo y al dar las horas movía las alas y pico.



Figura 1.2 Gallo de Estrasburgo.<sup>2</sup>

En el pasado existieron muchos equipos que fueron utilizados para ayudar al hombre en diversas actividades cotidianas. La tabla 1.1 muestra los equipos autómatas más famosos de la antigüedad.

Tabla 1.1 Autómatas fabricados en la antigüedad [BARRIENTOS, 1997].

Año	Autor	Autómata
1352	Desconocido	Gallo de la catedral de Estrasburgo
1499	L. Da Vinci	León mecánico
1525	J. Turriano	Hombre de palo
1738	J de Vaucanson	Flautista, tamborilero, pato, muñecas mecánicas de tamaño humano
1769	W. Von Kempelen	Jugador de ajedrez
1770	Familia Droz	Escriba, organista, dibujante
1805	H. Maillardet	Muñeca mecánica capaz de dibujar

La palabra robot fue usada por primera vez en 1921 por el escritor Checo Karel Capek cuando estrena en el teatro nacional de Praga su obra Rossum's Universal Robot. La palabra robot viene de la palabra eslava *robotá* que se refiere al trabajo realizado de manera forzada.

<sup>2</sup> [http://automata.cps.unizar.es/Historia/Webs/automatas\\_en\\_la\\_historia.htm](http://automata.cps.unizar.es/Historia/Webs/automatas_en_la_historia.htm)

### 1.1.2. Los robots del presente

Los predecesores de los robots fueron los llamados telemanipuladores, el cual es un dispositivo maestro-esclavo, estos fueron utilizados para ayudar a las personas a la ejecución de tareas peligrosas, por ejemplo el que desarrolló en 1948 Goertz del Argonne National Laboratory, permitía maniobrar elementos radioactivos sin riesgo de contaminación para la persona, utilizando manipuladores que se controlaban de una cierta distancia por un operador.

En los últimos años el sistema de telemanipuladores no se ha desarrollado tanto, como el caso de los robots. La sustitución del operador que regula los movimientos del manipulador, al reemplazarse por un ordenador que controle los movimientos del robot dio origen al concepto de robot.

Fue George C. Devol ingeniero norteamericano que en 1954 estableció las bases del robot industrial moderno, quien concibió un dispositivo de transferencia de artículos de manera programada. Más adelante asociándose con Joseph F. Engelberger fundan Unimation (Universal Automation), que en 1960 instalan su primera máquina Unimate mostrada en la figura 1.3 en la fábrica de General Motors de Nueva Jersey.



Figura 1.3 Devol-Engelberger fundan Unimation (1956). Primer robot industrial.<sup>3</sup>

---

<sup>3</sup> [http://automata.cps.unizar.es/Historia/Webs/automatas\\_en\\_la\\_historia.htm](http://automata.cps.unizar.es/Historia/Webs/automatas_en_la_historia.htm)

La forma de los primeros robots era de configuraciones esféricas y antropomorfas, de uso exclusivo para la manipulación. Es así que en 1982, el profesor Makino de la Universidad de Yamanashi de Japón desarrolla un robot de un número reducido de grados de libertad, un coste limitado, y una configuración orientada al ensamble de piezas. A éste tipo de robot se los conoce como SCARA (Selective Compliance Assembly Robot Arm) se muestra en la figura 1.4. Los cuales han sido muy comúnmente utilizados en aplicaciones industriales para el ensamblaje de piezas, por ejemplo en la industria automotriz.

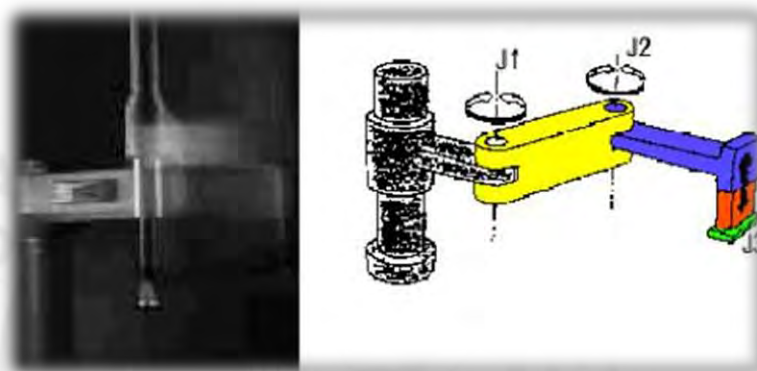


Figura 1.4 Robot SCARA del Prof. Makino (Univ. Yamanashi de Japón).<sup>4</sup>

La evolución de la robótica ha sido muy rápida en los últimos años, los robots han tomado posición en todas las fábricas que desean que sus costos disminuyan y su producción aumente. Encontrándose en fábricas pequeñas y grandes, en tareas repetitivas donde el obrero pudiera bajar su rendimiento, en procesos que requieren una producción variable, adaptándose al entorno.

La mayoría de robots actualmente utilizados en la industria son de base estática, y se utilizan en el ensamblado, soldadura, alimentación de máquinas herramientas, procesos de mecanizados, etc. Existen otros tipos de aplicaciones que han hecho que varíe la forma de concepción de lo que es un robot y de su morfología, por ejemplo en ámbitos espaciales (exploración lunar, robots para construcción y mantenimiento de plataformas espaciales), aplicaciones mineras (robots para la exploración de túneles de alto riesgo de derrumbe), sistemas militares (robots para la desactivación de bombas, centinelas, etc.), aplicaciones médicas (elaboración de prótesis automatizadas,

<sup>4</sup> [http://automata.cps.unizar.es/Historia/Webs/automatas\\_en\\_la\\_historia.htm](http://automata.cps.unizar.es/Historia/Webs/automatas_en_la_historia.htm)

exoesqueletos para discapacitados, rehabilitadores de miembros superior e inferior, etc.), y muchas más formas que depende de la aplicación y uso para el bien de las personas.

### 1.1.3. Los robots del futuro

Los futuros robots apuntan a aumentar la destreza, la movilidad y autonomía de sus acciones como dice Barrientos en su libro Fundamentos de Robótica. Recientemente existe mucha investigación de una nueva forma de robots que tienen ventajas bien marcadas con la línea cotidiana de los robots que se aplican en procesos industriales que son los lineales, me refiero a los mecanismos paralelos aplicados a la robótica.

Cambiarán su forma, se adaptarán al medio, imitarán muchas funciones humanas, y capaz en un día no muy lejano sean completamente independientes por ejemplo las investigaciones hechas en Japón en el robot ASIMO mostrada en la figura 1.5. Es un robot capaz de moverse, interactuar con los seres humanos y ayudarles es, sin duda, una de las mayores proezas tecnológicas del siglo XX [BBC, 2016]. Nosotros somos la llave de nuestro futuro, el conocimiento que desarrollemos ahora permitirá abrir nuevos caminos que hagan al ser humano llegar a lugares inimaginables, ahora es el comienzo, no mañana.



Figura 1.5 Robot ASIMO marca Honda.<sup>5</sup>

<sup>5</sup> <http://asusta2.com.ar/2008/07/20/asimo-el-robot-del-futuro>

## 1.2. Los robots paralelos

Los robots paralelos también llamados hexápodos o máquinas cinemáticas paralelas (PKM en inglés), son mecanismos de lazos cerrados que presentan en su desempeño muy buena precisión, rigidez y habilidad para manipular elevadas cargas. Para poder entender mejor como está conformado un robot paralelo, tenemos que definir dos conceptos:

*Cadena cinemática abierta:* Son aquellas cadenas en la que cada miembro posee un grado de conexión que es menor o igual a dos, los robots en serie son cadenas simples en las que todos sus grados de conexión son dos excepto la base y el efector final.

*Cadena cinemática de lazo cerrado:* Se obtiene cuando una de las uniones, pero no la base, posee un grado de conexión mayor o igual a tres.

En el libro de Merlet lo definen de la siguiente manera: “Un robot paralelo está compuesto por un efector final con  $n$  grados de libertad y una base fija, unidos entre sí por al menos dos cadenas cinemáticas independientes. El movimiento del efector final se lleva a cabo por  $n$  actuadores simples” [MERLET, 2006].

El principio del mecanismo paralelo es permitir que un cuerpo rígido que lo llamaremos efector final, pueda moverse con respecto a una base fija. El efector final puede generar movimientos de traslación y rotación. Estos movimientos son los grados de libertad de mi efector que no pueden exceder de seis. Si podemos controlar sus grados de libertad a través de sistemas mecánicos se puede decir que es un robot. Se puede apreciar en la figura 1.6, un sistema de vibración empleando mecanismos paralelos de la Universidad de Minnesota. La baja transportabilidad de carga y la pobre precisión no son características de los robot paralelos y pero sí de los robots seriales como el SCARA.

Los mecanismos paralelos es una opción interesante para su utilización en diseños de máquinas para la salud porque:

- Dos cadenas como mínimo permiten distribuir la carga de manera equitativa.
- El número de actuadores es mínimo
- El número mínimo de sensores para el sistema de lazo cerrado de control del mecanismo es mínimo.
- Cuando los actuadores están bloqueados, el manipulador se mantiene en su posición, la cual le permite adquirir un aspecto de seguridad muy importante sobre todo en aplicaciones médicas.



Figura 1.6 Mesa de vibraciones de la Universidad de Minnesota [MERLET, 2006].

Los mecanismos paralelos presentan las siguientes desventajas [SERRACIN, 2006]:

- La cinemática de los mecanismos paralelos es más complicada. En ocasiones esto obliga a recurrir a sensores redundantes para poder establecer un lazo de control.
- El espacio de trabajo que puede desarrollar suele ser pequeño. Además, no es sencillo su cálculo, pues la posición y orientación están fuertemente acopladas.
- El problema de las configuraciones singulares es más complejo, y debe resolverse específicamente para cada topología.
- No existe, como ocurre en los robots seriales, un modelo dinámico general para los mismos. Esto dificulta el desarrollo de algoritmos de control de carácter

general y hace que los robots existentes en la actualidad se controlen de forma desacoplada.

Algunas aplicaciones se remontan a la utilización de simuladores de vuelo, y actualmente se incrementaron sus aplicaciones utilizándolos en la industria de máquinas herramientas y hoy en día en la medicina.

### **1.2.1. Notación de los robots paralelos**

No hay una única notación de los robots paralelos, por ejemplo la plataforma Gough puede ser denotada como robot 6-6 (6 puntos de unión en la base y en la plataforma), también se puede denotar como robot 6 UPS, cada letra denota un tipo de articulación en el robot, U representa a una junta universal, P representa a una junta prismática y S a una junta esférica. Cada una de estos tipos de articulaciones genera grados de libertad que permiten el movimiento del efector final. Para mayor detalle en la tabla 1.2 se aprecia los diferentes tipos de junta utilizada en la construcción de los robots paralelos.

Finalmente se le puede denotar como un robot 3T-3R (presenta 3 grados de libertad en traslación y en rotación). En realidad no existe una manera única de denotar un robot paralelo, lo que se hace regularmente es describirlo.













### **1.3. Robots usados en la medicina**

La mejor aplicación de los robots resultaría ser en la aplicación directa en la calidad de vida de las personas, es por ello que las investigaciones acerca de la aplicación de los robots en el ámbito de la salud resultan muy importantes. Por ejemplo el Sistema Quirúrgico Da Vinci, un sistema desarrollado por Intuitive Surgical es un robot quirúrgico diseñado para posibilitar cirugías complejas con invasiones mínimas al cuerpo humano, usado especialmente para operaciones de próstata, reparaciones de válvulas cardíacas y procedimientos quirúrgicos ginecológicos [REBON, 2017]. Se puede apreciar el robot en la figura 1.7.

Para rehabilitación de lesiones motoras se usan sistemas en donde la repetitividad del movimiento ayudan a retomar la destreza del miembro afectado, para ello actualmente se usan mecanismos paralelos, basados en la plataforma Stewart- Goug, usados principalmente para simulación de marcha humana [TOTH, 2006] como se aprecia en la figura 1.8.

Es así que muchas aplicaciones en la medicina están presenciando el uso de robots que simplifiquen la tarea del médico y den mayor seguridad en las tareas realizadas, en la siguiente tabla 1.3 se muestra los algunos robots utilizado en cirugía y diagnóstico en todo el mundo.

Tabla 1.2 Tipos de juntas utilizados en los mecanismos paralelos

Tipo de junta	Notación	Grados de libertad	Diagrama real	Representación en <i>Matlab-Simulink</i>	Comportamiento físico
Universal	U	2		 Universal	
Prismática	P	1		 Prismatic	
Esférica	S	3		 Spherical	
Revolución	R	1		 Revolute	

#### 1.4. Lesiones frecuentes en la muñeca

La muñeca es una de las partes del cuerpo que más sufren lesiones en la vida de las personas. Alguna vez en la vida tuvimos alguna lesión en la muñeca que ha sido excusa para llevarnos al doctor y recetarnos un antiinflamatorio. Muchas personas no sólo tuvieron un cierto golpe o una torcedura de menor grado, sino que lograron romperse uno de los huesos de la mano. Para este tipo de personas, que según estudios representan la mayor parte de las lesiones que se producen practicando algún

deporte, y las personas de mayor edad que tiene sus huesos muy frágiles, pueden tener una rotura de estos huesos. En la figura 1.10 se muestra la estructura ósea de la muñeca.

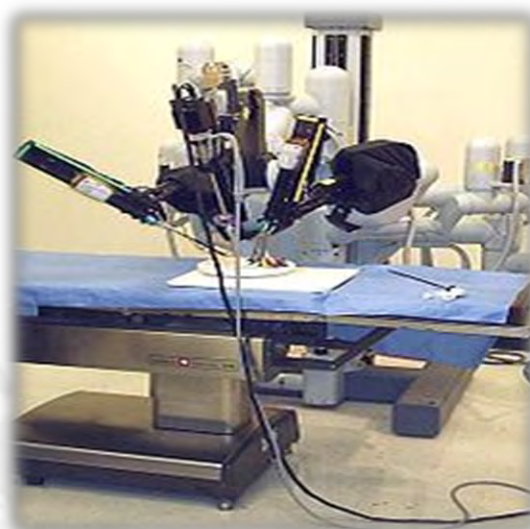


Figura 1.7 Sistema Quirúrgico Da Vinci.<sup>6</sup>



Figura 1.8 Sistema rehabilitación de miembros inferiores [BOIAN, 2005].

Los trastornos de la fractura de la muñeca más comunes es la fractura de escafoides. El escafoides es el hueso carpiano que se fractura con mayor frecuencia, y es a

---

<sup>6</sup> [http://es.wikipedia.org/wiki/Sistema\\_Quir%C3%BArgico\\_Da\\_Vinci](http://es.wikipedia.org/wiki/Sistema_Quir%C3%BArgico_Da_Vinci)

menudo difícil de diagnosticar y tratar. Las complicaciones incluyen la falta de consolidación o consolidación defectuosa, con alteración de la cinemática de la muñeca, pueden producir dolor, disminución de la movilidad o disminución de la fuerza [ATKINSON, 2007]. En la figura 1.9 es mostrado la fractura escafoideas.

Tabla 1.3 Robots utilizados en la cirugía y diagnóstico.

Empresa	Origen	Descripción
Computer Motion	EEUU	Sistema ZEUS para cirugía mínimo-invasiva, y AESOP 3000 (Automated Endoscopic System for Optimal Positioning).
Energid	EEUU	Herramientas software (Actin) para la implementación, por ejemplo, de la planificación y control de robots de servicios. Poseen amplia experiencia en simulación y control de robots manipuladores aplicados en cirugía.
Integrated Surgical Systems	EEUU	Robot de asistencia en cirugía ROBODOC y Neuromate.
Intuitive Surgical	EEUU	Sistema robótico de ayuda a la cirugía "da Vinci Surgical System".
IST	EEUU	Interface Surgical Technologies es una consultora cuyo principal servicio es la ayuda en la selección de robots para aplicaciones médicas.
Laerdal Medical	EEUU	Desarrollan entre otros productos maniquies Simuladores de Pacientes, de personas adultas (SimMan) y bebés (SimBaby y SimNewB).
MicroDexterity Systems	EEUU	Robot para cirugía MicroDex.
Orto MAQUET	Alemania	Sistema CASPAR (Computer Assisted Surgical Planning and Robotics)
Prosurgics	Reino Unido	Robots EndoAssist (laparoscope-holding robot) y PathFinder (image-guided localiser for neurosurgery).
Robosoft	Francia	Sistema robótico teleoperado ESTELE (Sistema Experto para Tele Ecografía). Permite realizar ecografías y diagnósticos a larga distancia a través de internet. Web en castellano de su distribuidor en España Roboserv.

Otro trastorno que se genera con mayor frecuencia es la rotura del extremo distal del radio mostrado en la figura 1.11, que cumple dos funciones importantes en el brazo, la de soporte primario del carpo y forma parte de las articulaciones del antebrazo.

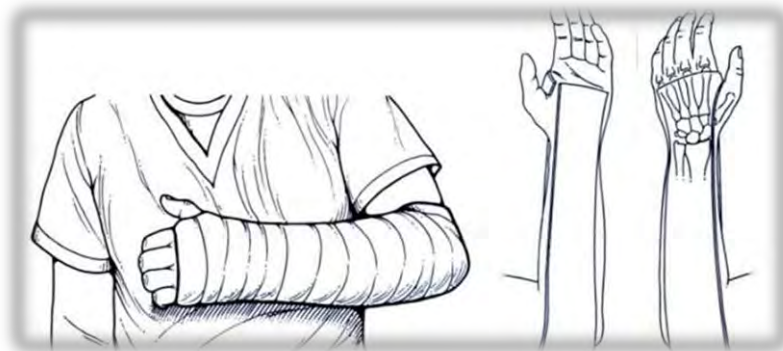


Figura 1.9 Rotura del escafoides, tratamiento temprano, vendaje [ATKINSON, 2007].



Figura 1.10 Esquema de la mano humana [ATKINSON, 2007].



Figura 1.11 Rotura del extremo distal del radio [ATKINSON, 2007].

En la rehabilitación de estos tipos de fracturas se sigue una serie de procedimientos, los que se pueden dividir en tres etapas: temprana, media y tardía. La rehabilitación realizada por un fisioterapeuta comienza en la fase temprana con movimientos pasivos alrededor de la muñeca el cual tiene que ser asistido. Estos procedimientos se repiten

con mayor movilidad en la etapa tardía, siempre supervisado por un fisioterapeuta. En la figura 1.12 se muestra una persona haciendo movimientos de rehabilitación.

Los problemas de fractura sin una adecuada rehabilitación pueden producir otras lesiones en la mano pudiendo bajar el rendimiento final de la muñeca después de la lesión, sin devolverle la movilidad compleja que esta presenta. Existen otros problemas menos graves como las lesiones de tendón de la muñeca, por ejemplo la tendinitis originado por las repeticiones sucesivas de la muñeca en actividades deportivas. Son más comunes en los deportes que se realizan lanzamientos de pelota o se utiliza una raqueta.

Estas lesiones están relacionados con los mecanismos flexores como los extensores. Una vez ocurrida la lesión se estabiliza la lesión inflamatoria, se sigue con la restauración de la flexibilidad, si no se realiza este procedimiento el tendón e puede adherir y recurrir a la misma lesión si se practica de nuevo el deporte. Para toso estos problemas se requiere de ciertos ejercicios que deben ser realizados por un periodo de tiempo que permita una rehabilitación óptima [WILLIAM, 2005].



Figura 1.12 Movimientos de rehabilitación [ATKINSON, 2007].

## 1.5. Rehabilitación de la muñeca

### 1.5.1. Valoración de los pacientes atendidos con lesiones de muñeca

Según estudio de investigación del Dr. Alex Ramón Gutiérrez Cruz, la mayor frecuencia de las lesiones se da en los hombres. La naturaleza de las lesiones de más frecuencia son las fracturas con un 31.4% y en la distribución de las lesiones según el sitio anatómico la muñeca ocupa el 9.2%, la mayoría de las lesiones ocurridas son moderadas, y según el grupo etéreo las edades en las que se produce mayormente las lesiones son entre 11 a 20 años, El mecanismo más común que se produce la lesión es por golpe directo, el lugar de ocurrencia de la lesión es un campo deportivo [GUTIERREZ, 2006].

### 1.5.2. Estadísticas en el Perú

En el anuario estadístico de notificaciones de accidentes de trabajo, incidentes peligrosos y enfermedades ocupacionales del 2015 reportado por el ministerio de trabajo y promoción del empleo, se han registrado 5,662 lesiones en los miembros superiores que representan el 27.05% del total de lesiones registradas en el trabajo y que han sido reportadas por las empresas. Es importante notar que la cantidad de lesiones registradas en la muñeca asciende a 465. La tabla 1.4 muestra en resumen las partes del cuerpo de los miembros superiores y la cantidad de lesiones registradas durante el 2015.

Tabla 1.4 Accidentes de trabajo del 2015 en miembros superiores

<b>Partes del cuerpo lesionada</b>	<b>Total</b>	<b>%</b>
Dedos de la mano	3287	15.7
Hombro	552	2.64
Brazo	551	2.63
Muñeca	465	2.22
Antebrazo	330	1.58
Miembro superior ubicaciones múltiples	253	1.21
Codo	224	1.07
<b>Total</b>	<b>5662</b>	<b>27.05</b>

En la figura 1.13 se muestra un gráfico en porcentajes de las notificaciones de accidentes en el trabajo en los miembros superiores y se aprecia que de ellos la muñeca representa el 8% de todos los casos registrados.

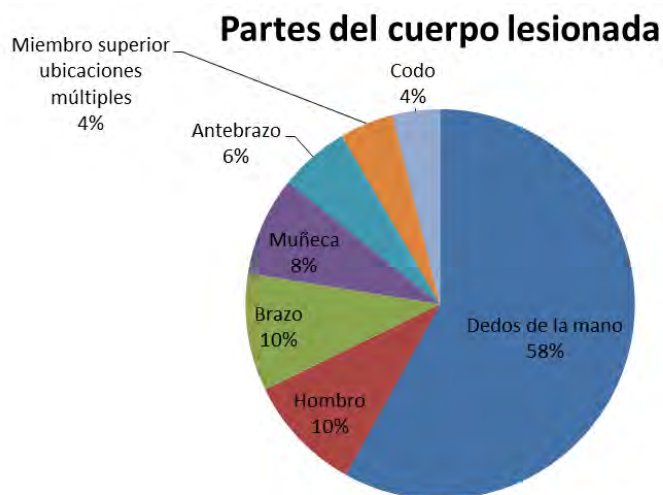


Figura 1.13 Incidentes y accidentes en el trabajo en miembros superiores en 2015.

En la tabla 1.5 se muestra las principales naturalezas de lesiones que específicamente afecta a los miembros superiores. Podemos observar que las contusiones y fracturas representan un 34% aproximadamente del total.

Tabla 1.5 Principales motivos de atención en emergencia.

Naturaleza de la lesión	Absoluto	%
Contusiones	6338	30.27
Fracturas	794	3.79
Heridas contusas	955	4.56
Torceduras y esguinces	1603	7.65
Total	9690	46.27

### 1.6. Movimientos para la rehabilitación de la muñeca

Según la investigación realizada, para la rehabilitación de la muñeca en una etapa tardía, en donde se necesita ejercitación asistida, se necesita que el fisioterapeuta realice los siguientes movimientos denominados: pronación y supinación respecto al eje X, flexión cubital y flexión radial respecto al eje Z y extensión y flexión respecto al eje Y.

**Movimiento de pronación.** Este movimiento se da teniendo como referencia a mi codo como eje de rotación al cual designo como eje X, y se realiza en dirección del dedo pulgar. Si se tiene una posición como se muestra en la figura 1.14, los ángulos que se va a lograr van de 0 a 55 grados en una recuperación completa.

**Movimiento de Supinación.** Este movimiento se da teniendo como referencia a mi codo como eje de rotación al cual designo como eje X, y se realiza en dirección contraria del dedo pulgar. Si se tiene una posición como se muestra en la figura 1.14, los ángulos que se va a lograr van de 0 a 55 grados en una recuperación completa.

**Movimiento de flexión cubital.** Este movimiento se da teniendo como referencia a al eje perpendicular al eje de mi codo, el cual va a ser el eje de rotación, se designará como el eje Z, el movimiento se realiza en dirección del dedo pulgar al meñique. Si se tiene una posición como se muestra en la figura 1.15, los ángulos que se va a lograr van de 0 a 30 grados en una rehabilitación completa.

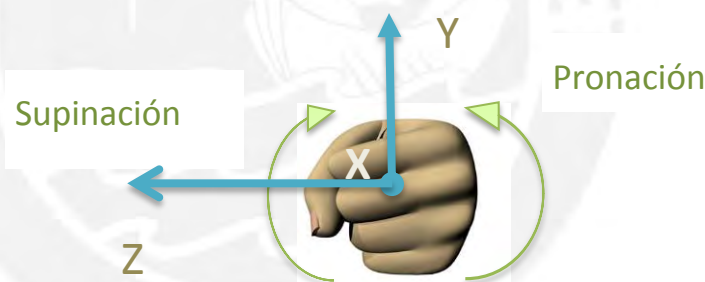


Figura 1.14 Diagrama de los movimientos de pronación y supinación.

**Movimiento de flexión radial.** Este movimiento se da teniendo como referencia a al eje perpendicular al eje de mi codo, el cual va a ser el eje de rotación, se designará como el eje Z, el movimiento se realiza en dirección del dedo meñique al pulgar. Si se tiene una posición como se muestra en la figura 1.15, los ángulos que se va a lograr van de 0 a 15 grados en una rehabilitación completa.

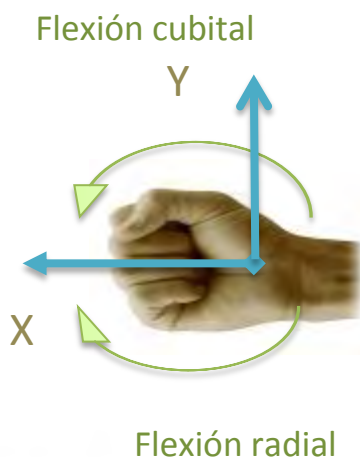


Figura 1.15 Diagrama de los movimientos de flexión radial y cubital.

**Movimiento de extensión.** Este movimiento se da teniendo como referencia a al eje perpendicular al eje del codo, el cual va a ser el eje de rotación, se designará como el eje Y, el movimiento se realiza por encima del dedo pulgar. Si se tiene una posición como se muestra en la figura 1.16, los ángulos que se va a lograr van de 0 a 45 grados en una rehabilitación completa.

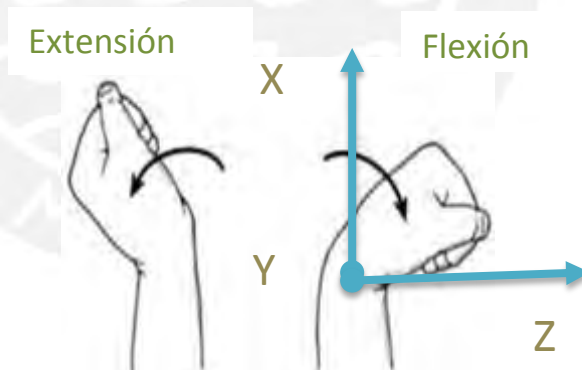


Figura 1.16 Diagrama de los movimientos de flexión y extensión.

**Movimiento de flexión.** Este movimiento se da teniendo como referencia a al eje perpendicular al eje del codo, el cual va a ser el eje de rotación, se designará como el eje Y, el movimiento se realiza por encima del dedo pulgar. Si se tiene una posición como se muestra en la figura 1.16, los ángulos que se va a lograr van de 0 a 65 grados en una rehabilitación completa.

En una primera instancia los movimientos van a ser lentos según recomendación de un fisioterapeuta, recomendando una velocidad de 20° grados por segundo y para una recuperación en la etapa final se va a tener una velocidad de 40° grados por segundo.



## CAPÍTULO 2

### DISEÑO CONCEPTUAL

El presente capítulo muestra la secuencia y la metodología de diseño que se ha seguido para plantear soluciones a los requerimientos del problema, el cual es hacer un sistema que nos permita reproducir los movimientos necesarios para la rehabilitación de la muñeca. Para satisfacer los requerimientos específicos del rehabilitador, se va a emplear el estándar VDI 2221 [BARRIGA, 2008] como metodología de diseño para proponer la solución óptima.

#### 2.1. Lista de requerimientos

Los requerimientos principales para el diseño del equipo pueden ser muchos dependiendo de los deseos de los clientes. Es importante aclarar que existen requerimientos más importantes que otros pero los que tienen más relevancia para el diseño de la máquina son presentados en detalle a continuación.

##### 2.1.1. Cinemática

Los movimientos que realizará la máquina deben alcanzar las velocidades fisiológicas de una muñeca sin lesión en sus diferentes movimientos que son supinación-pronación, flexión cubital- flexión radial y extensión-flexión. Se analizaron diferentes fuentes de información y se establece que extensión-flexión es el movimiento principal de la muñeca y que debe lograr ángulos de  $45^\circ$  a  $45^\circ$  en una rehabilitación total. En la tabla siguiente se muestra los giros promedios durante diferentes condiciones de movimiento de la muñeca.

Tabla 2.1 Valores de giro promedio que depende de la velocidad de la muñeca

Velocidad de la muñeca	Flexión (°/s)	Extensión (°/s)
Lento	20	20
Normal	30	30
Rápido	40	40

La aceleración máxima que el rehabilitador va a ejercer en la muñeca sin que exista daño alguna depende y es limitado por el momento de inercia y lo que la muñeca de la persona pueda admitir con respecto a la fuerza ejercida en ella.

### 2.1.2. Torque

Basándonos en estudios del Dr. Steven Charles y Autum Pando [Pando], estos indican que el torque que realiza la muñeca en actividades diarias con más frecuencia es de 0.3 Nm. El torque máximo que la muñeca puede resistir es de 12 Nm. Siendo conservadores, para el diseño que se va a realizar el torque máximo de la máquina va a ser de 10 Nm. Basandonos en [Pando] los valores de torque bajo distintas velocidades de la muñeca son mostrados en la tabla 2.2.

Tabla 2.2 Valores de giro promedio que depende de la velocidad de la muñeca

Velocidad de la muñeca	Flexión (Nm)	Extensión (Nm)
Lento	0.1	0.1
Normal	0.3	0.3
Rápido	10	10

### 2.1.3. Geometría y mantenimiento

Las dimensiones del rehabilitador deben ser lo suficientemente pequeño y ergonómico que permita al paciente sentirse cómodo y poder hacer uso del rehabilitador cuando se encuentre sentado. El equipo será de fácil mantenimiento, priorizando las partes de las uniones. Además se debe facilitar el montaje del equipo y las piezas de intercambio cuando sea necesario. Los dispositivos eléctricos van a ser llevados para verificación de su funcionamiento y calibración cada cierto tiempo, pues son de vital importancia para proporcionar los movimientos requeridos en la rehabilitación.

#### **2.1.4. Materiales, fabricación y ensamble**

En materiales usados se utilizará materiales adecuados para la industria médica como elementos metálicos o no metálicos que pueden ser manufacturados o encontrados en el mercado. Los elementos que no se encuentran estandarizados se deben fabricar localmente. El montaje y desmontaje será fácil y se utilizarán las herramientas mínimas para ésta operación, como alicate, desarmador, martillo, etc.

#### **2.1.5. Seguridad**

Se realizarán pruebas de simulación en un software para analizar que cumpla con los movimientos a realizar y que no falle por resistencia. Además como el mecanismo va a ser usado en el sector salud, este debe contemplar sistemas de seguridad respecto a restricciones físicas y mecánicas teniendo un buen sistema de control.

#### **2.1.6. Operación**

La función principal del equipo mecánico es realizar los movimientos deseados para la rehabilitación de la muñeca. Estos movimientos se realizarán desde movimientos pasivos o lentos para retomar los movimientos normales de la muñeca y cuando el rango de movimientos sea restablecida, se harán movimientos activos para fortalecer los músculos de la muñeca.

#### **2.1.7. Energía**

En cuanto a energía se requiere que el equipo pueda ser instalado en cualquier habitación de clínica, hospital o ambiente personal. Es así que se instalará en espacios que tenga una fuente convencional 220 V y 60 Hz. Los equipos eléctricos tendrán un transformador según lo requieran.

#### **2.1.8. Ergonomía**

En ergonomía la máquina deberá ser de fácil uso para la persona en rehabilitación, tiene que existir un apoyo para el codo que permita un mejor descanso y relajación del paciente. La máquina tiene que ser compacta y liviana. El equipo se pretende usar por pacientes peruanos cuya estatura promedio que es reportada por el Instituto Nacional de Salud es de 1,57 m.

### **2.1.9. Señales**

En tecnología se desea usar actuadores lineales y motores eléctricos, que tienen que ser fácilmente controlados por un sistema computarizado, proporcionar la facilidad de programar los movimientos y la velocidad según los requerimientos de la rehabilitación.

### **2.1.10. Costos**

El costo del sistema de rehabilitación debe ser el menor posible para ser accesible para los centros nacionales de salud como hospitales, clínicas y centros de rehabilitación en general. Estos costos tampoco deben poner en riesgo al paciente y siempre están limitados por las exigencias del diseño y fisiología de la muñeca.

En la tabla 2.3 se explica de forma resumida los deseos y exigencias que se van a tener designadas a la máquina a construir.

## **2.2. Estructura de funciones**

En base a la lista de requerimientos se determinan las funciones que debe tener el rehabilitador de la muñeca. Siguiendo la metodología VDI 2221 nos da a entender que este proceso tiene dos etapas las cuales son primero la etapa para identificar interacciones con el entorno y segundo para identificar las interacciones dentro del sistema.

### **2.2.1. La caja negra (Black-box)**

En la figura 2.1 se muestra la caja negra que se va a desarrollar para encontrar una solución óptima para nuestros requerimientos. Cuenta de una lista de funciones que se tiene que cumplir para desarrollar el diseño óptimo. La caja negra es la representación

más fácil de cualquier máquina donde se puede apreciar las principales entradas y salidas del sistema. Los principales entradas y salidas de la caja negra son energía, materia e información.

Tabla 2.4 Resumen de requerimientos para el rehabilitador de la muñeca

Requerimientos	Resumen
FUNCIÓN PRINCIPAL	Permite desarrollar los movimientos naturales de una muñeca de una persona adulta y ejercer cargas similares que ejerce la muñeca en un normal funcionamiento.
CINEMÁTICA	Flexión-Extensión / 45°-45°.
REQUERIMIENTOS	Torque hasta 10 Nm.
GEOMETRÍA	Suficientemente pequeño y ergonómico.
MATERIAL	Apropiado para la industria médica.
SEGURIDAD	Restricciones materiales, físicas y control.
FABRICACIÓN	Componentes de fácil adquisición en el Perú
MANTENIMIENTO	Fácil acceso a piezas intercambiables
ENERGÍA	Estándar nacional: 220V y 60Hz
OPERACIÓN	Movimientos pasivos y activos.
SEÑALES	Uso de sensores y actuadores eléctricos fácil de controlar.
ERGONOMIA	Satisfacer condiciones pacientes de 1,57 m estándar nacional.
COSTOS	Menor costo y accesible a centros de salud nacionales.

### 2.2.2. Desarrollo de la estructura de funciones

La función principal del rehabilitador de la muñeca es desarrollar los movimientos naturales de una muñeca de una persona adulta y ejercer carga similares que ejerce la muñeca en un normal funcionamiento. Para lograr este objetivo se dividen las funciones en la reproducción de los movimientos de flexión-extensión, supinación-pronación y flexión radial-flexión cubital, tal como se muestra en la figura 2.2. Además, se debe asegurar la mano en la plataforma superior para evitar perder la referencia de la posición a lo largo del movimiento.

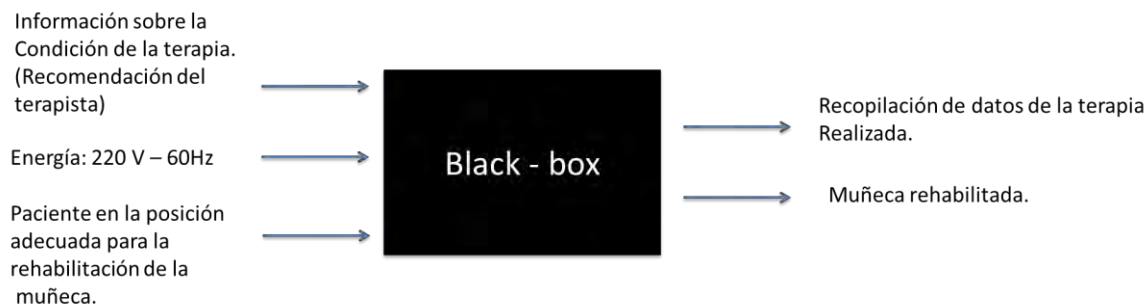


Figura 2.1 Caja negra para el diseño del rehabilitador de la muñeca

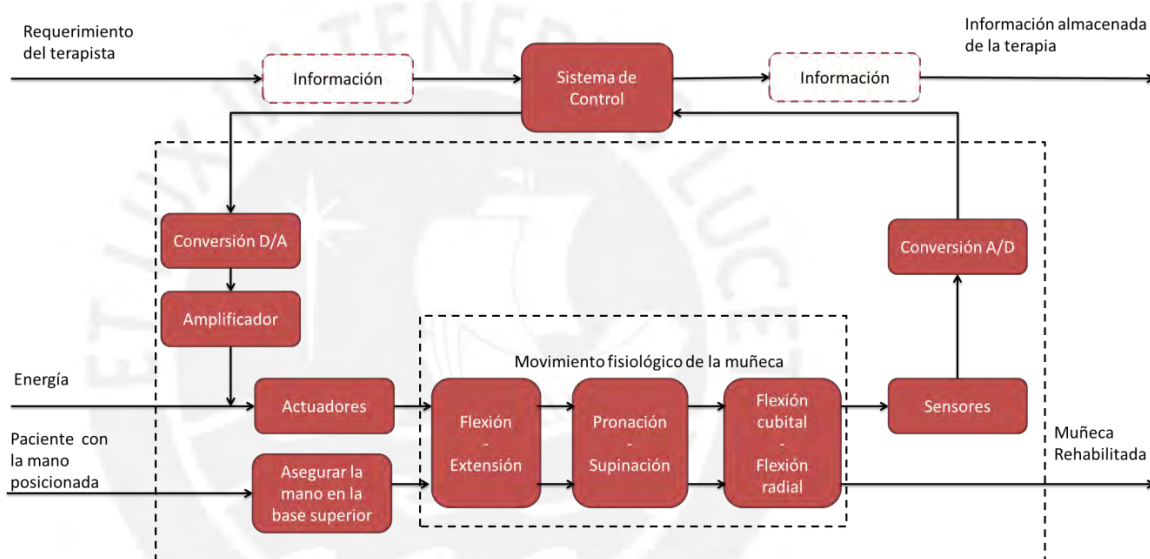


Figura 2.2 Estructura de funciones del rehabilitador de la muñeca

En la figura 2.2 también se puede apreciar el sistema de control que recibe la información que proviene de los sensores y las retroalimenta para modificar o mantener las condiciones de operación de los actuadores. En un inicio es necesario introducir la información correspondiente al régimen de la terapia: rango de movimiento y fuerzas. Estos parámetros deben ser ingresados por un terapeuta especialista en rehabilitación de la muñeca que además debe estar pendiente al comportamiento del paciente durante la terapia.

### 2.3. Concepto solución

En la elaboración del concepto solución se hizo uso primeramente de la matriz morfológica donde se lista las funciones parciales y las alternativas de solución para seleccionar el mejor diseño para la máquina de rehabilitación. Y segundo, se describieron en detalle cada alternativa que se eligió.

### **2.3.1. Matriz morfológica**

La tabla 2.4 nos muestra la matriz morfológica donde se aprecian tres soluciones diferentes para las funciones parciales que se definieron anteriormente y las tecnologías que se han expuesto en el capítulo primero. La tabla nos permite comparar las diferentes soluciones que pueda cumplir con los requerimientos planteados para el rehabilitador de la muñeca y que nos permita identificar la solución óptima.

### **2.3.2. Descripción de las soluciones para el diseño mecánico**







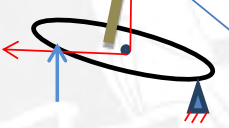

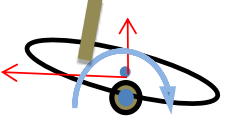
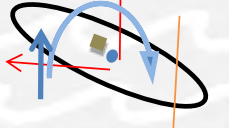


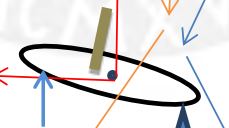
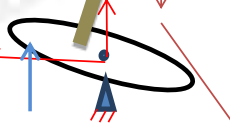
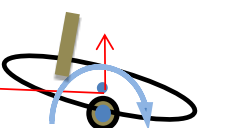



**Bosquejo de la solución N° 1.** En el movimiento de flexión cubital-flexión radial y pronación-supinación se utilizó un actuador lineal colocado en el extremo y un apoyo fijo en el centro como eje de pivoteo. Y para el movimiento de extensión y flexión se usó un motor en el centro, en la posición inferior. Además los soportes de la mano y codo son émbolo de palanca y un soporte plano respectivamente. Finalmente la tecnología usada es neumática. La figura 2.3 muestra el bosquejo de la primera solución.

**Bosquejo de la solución N° 2.** En el movimiento de pronación-supinación, flexión cubital-flexión radial y se utilizó un actuador lineal colocado en el extremo y un apoyo fijo en el centro de la base, y para el movimiento de extensión y flexión se usó un actuador lineal colocado en el extremo que a través de un sistema biela manivela transmite el movimiento de rotación requerido. Además los soportes de la mano y codo son base curva y un soporte cilíndrico respectivamente. Finalmente la tecnología usada es hidráulica. La figura 2.4 muestra el bosquejo de la segunda solución.

**Bosquejo de la solución N° 3.** En el movimiento de pronación-supinación y flexión cubital-flexión radial se utilizó otro actuador lineal colocado en centro y un apoyo fijo en el otro de la base, y para el movimiento de extensión y flexión se usó un motor colocado en el centro de la plataforma móvil 1. Además los soportes de la mano y codo

son émbolo de palanca y un soporte plano respectivamente. Finalmente la tecnología usada es con servos eléctricos. La figura 2.5 muestra el bosquejo de la primera solución.

Tabla 2.4 Matriz morfológica

Funciones Parciales	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Posicionamiento del antebrazo	 Soporte plano	 Soporte cilíndrico	 Estructura
Posicionamiento de la muñeca	 Émbolo de palanca.	 Base curva	 Tuvo Horizontal
Pronación-Supinación			
Flexión - Extensión			
Flexión cubital - Flexión radial			
Tecnología	 1 Hidráulica	 2 Neumática	 3 Servos eléctricos

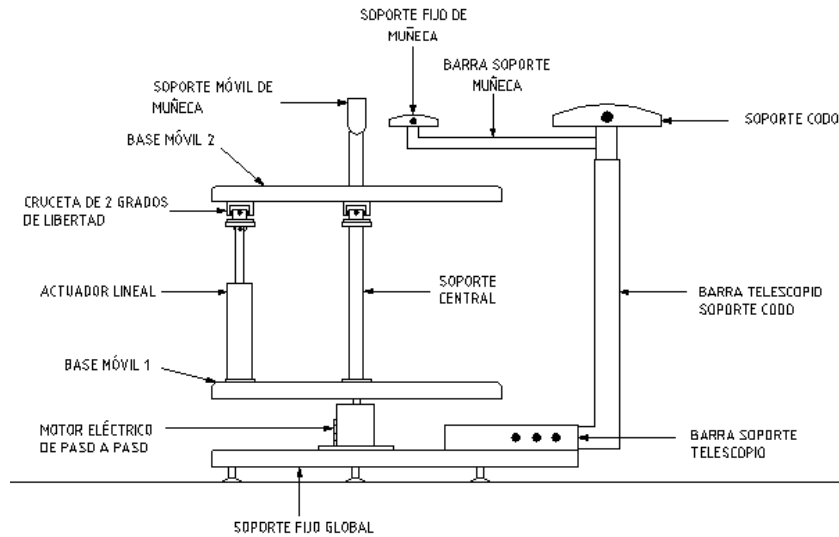


Figura 2.3 Solución 2 para el diseño del equipo.

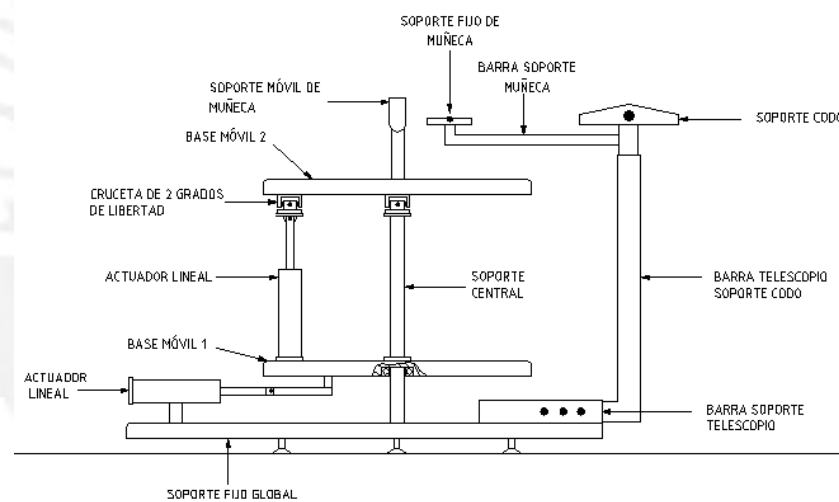


Figura 2.4 Solución 2 para el diseño del equipo.

#### 2.4. Evaluación de las soluciones obtenidas

Los dos conceptos de solución obtenidos a través de la matriz morfológica se evalúan según criterios técnicos y económicos (ver tablas 2.5 y 2.6). En ambas tablas el parámetro “p” representa al peso específico del criterio a evaluar y “g\*p” el valor asignado que varía en un rango de 0 a 4.

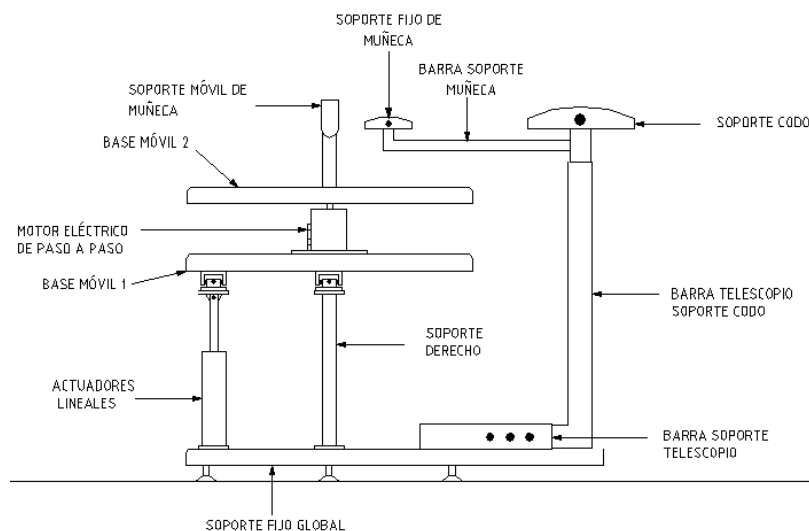


Figura 2.5 Solución 3 para el diseño del equipo.

Tabla 2.5 Evaluación técnica

Valor Técnico	Solución 1		Solución 2		Solución 3		Solución Ideal		
	g	p	g*p	p	g*p	p	g*p	p	g*p
Función	5	3	15	3	15	3	15	4	20
Seguridad	2	3	6	2	4	3	6	4	8
Rigidez	2	1	2	2	4	3	6	4	8
Diseño	4	2	8	2	8	3	12	4	16
Facilidad de manejo	2	2	4	2	4	3	6	4	8
Transportabilidad	3	2	6	2	6	2	6	4	12
Ergonomía	2	2	4	2	4	2	4	4	8
Forma	3	2	6	2	6	3	9	4	12
Número de piezas	4	3	12	1	4	3	12	4	16
Mantenimiento	3	3	9	1	3	2	6	4	12
Montaje	3	2	6	1	3	2	6	4	12
Compacto	3	2	6	1	3	3	9	4	12
Fabricación	4	2	8	2	8	3	12	4	16
<b>Puntaje Máximo</b>	40	29	92	23	72	35	109	52	160
<b>Valor Técnico</b>		0,55	0,57	0,44	0,45	0,67	0,68	1	1

Tabla 2.6 Evaluación económica

Valor Económico	Solución 1		Solución 2		Solución 3		Solución Ideal		
Criterios	g	p	g*p	p	g*p	p	g*p	p	g*p
Diseño	4	2	8	2	8	2	8	4	16
Número de piezas	4	3	12	1	4	3	12	4	16
Costos diversos	2	2	4	2	4	2	4	4	8
Mantenimiento	3	2	6	1	3	3	9	4	12
Costo de tecnología	5	1	5	1	5	2	10	4	20
Montaje	3	2	6	2	6	3	9	4	12
Costo operación	3	3	9	3	9	3	9	4	12
Fácil adquisición de materiales	5	2	10	2	10	2	10	4	20
<b>Puntaje Máximo</b>	29	17	60	14	49	20	71	32	116
<b>Valor Económico</b>		0,53	0,51	0,43	0,42	0,62	0,61	1	1

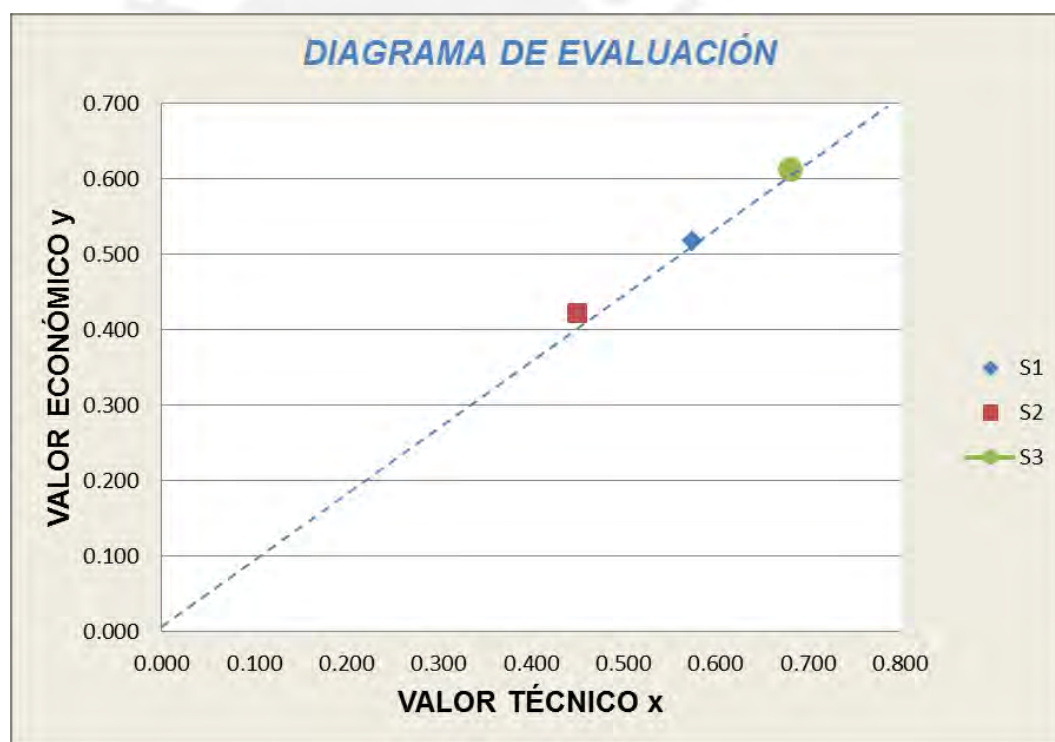


Figura 2.6 Evaluación técnico-económica de las soluciones

La figura 2.6 muestra que la alternativa que presenta una solución óptima, mayor puntaje técnico y económico, es la solución 3. Por lo que el siguiente paso va a ser el diseño mecánico de ésta solución.

## 2.5. Solución óptima

En base al diagrama de evaluación técnico-económica, figura 2.6, se evidencia que la solución óptima es la número 3. Las principales ventajas de ésta solución son el mejor control por utilizar actuadores eléctricos, un mejor comportamiento cinemático, mayor seguridad del paciente por el control mejor que presenta y el menor consumo de energía.

La solución óptima está compuesta por dos servomotores lineales para promover los movimientos de supinación-pronación y flexión radial-flexión cubital. Los movimientos supinación y flexión radial se logra cuando los servomotores lineales se desplazan en el mismo sentido y los otros restantes cuando estos se desplazan simultáneamente en sentidos opuestos. El movimiento flexión-extensión se logra mediante un motor eléctrico que actúa independientemente colocado en una base superior pero sumados a los otros dos movimientos generan el movimiento total que hace la muñeca en condiciones normales. Se resalta que el uso de servomotores lineales y el motor eléctrico requiere de una fuente AC-DC debido a que el suministro de energía estándar es 220 V a 60 Hz.

## CAPÍTULO 3

### DISEÑO MECÁNICO Y SELECCIÓN DE COMPONENTES

En éste capítulo se justifican los cálculos para la selección y verificación de la resistencia de los elementos mecánicos, incluye la selección de componentes electromecánicos y accesorios en general. Se ha considerado usar la altura de la persona como parámetro principal para estimar las dimensiones de otras partes importantes del cuerpo de la persona que va a usar el rehabilitador y estas dimensiones son la longitud del antebrazo y muñeca.

En base a la encuesta nacional de realizada por el Instituto Nacional de Salud (INS) en el 2006 [INS], la estatura promedio de la población peruana encuestada fue de 1,57 m. De acuerdo al diseño propuesto, el rehabilitador va dirigido a personas que tienen la estatura entre 1,50 m y 1,80 m. Para sacar las medidas del antebrazo y largo de la muñeca se ha usado la figura 3.1 que nos permite calcular las distancias del cuerpo basándonos en la altura de la persona. Es así que la distancia del antebrazo a la muñeca de una persona promedio de Perú es igual a 39.6 cm.

#### 3.1 Diseño de los componentes mecánicos

Se subdividió el diseño total en tres subsistemas: el primero es el subsistema para realizar el movimiento de flexión y extensión (incluye el diseño del soporte mano), el segundo es el subsistema para los movimientos de flexión radial, flexión cubital, pronación y supinación, y el tercero es el subsistema para posicionar el brazo.

#### 3.2. Diseño del subsistema para los movimientos de flexión y extensión

Al diseñar el subsistema para los movimientos de flexión y extensión, se diseñó primeramente el soporte mano, se seleccionó el motor de pasos, se diseñó el

zunchado soporte mano-motor de pasos y finalmente se diseñó el lugar para el posicionamiento del subsistema para los movimientos de flexión y extensión.

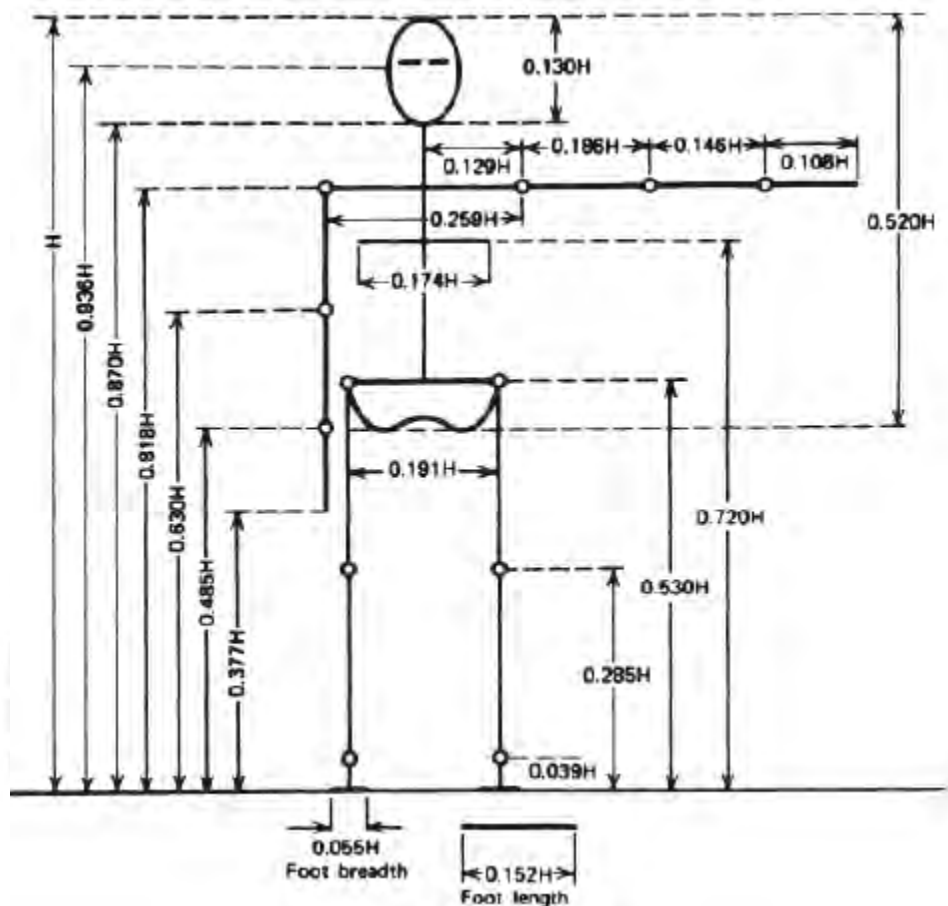


Figura 3.1 Dimensiones de las partes del cuerpo en función de la estatura [WINTER, 2009].

### 3.2.1. Diseño del soporte mano

En el diseño del soporte mano se da prioridad al confort del paciente. Para la ergonomía y comodidad del paciente se recomienda el agarre de una barra cilíndrica. Para hallar sus dimensiones adecuadas para los pacientes el diseño se ha basado en la norma DIN 33 402, 2º parte. Se usaron las medidas cuyas dimensiones son las más parecidas a las personas del Perú. Según estudios las personas de Perú tienen un índice de frecuencia del 5%.

La altura del soporte es igual al ancho de la mano, este valor se aproxima a 100 mm. Para la base asumimos un diámetro de 100 mm que permite una adecuada posición de

la mano del paciente. Respecto al diámetro de agarre se toma la quinta parte del diámetro de la base, resultando 20 mm. Esta consideración se dio porque las recomendaciones de fisioterapeutas dicen que un diámetro pequeño permite tener más consistencia en la aprensión del mango del soporte.



Dimensiones		PERCENTIL					
		Hombres			Mujeres		
En cm.		5 %	50 %	95 %	5 %	50 %	95 %
39	Ancho de la mano incluyendo dedo pulgar	9,8	10,7	11,6	8,2	9,2	10,1
40	Ancho de la mano excluyendo el dedo pulgar	7,8	8,5	9,3	7,2	8,0	8,5
41	Diámetro de agarre de la mano*	11,9	13,8	15,4	10,8	13,0	15,7

Figura 3.2 Medidas de la mano según DIN 3402.2ª parte.

El material a usar para el soporte de la mano es aluminio porque no se corroe, es de baja densidad y es fácil de maquinar. Además se va a utilizar una correa que permita la sujeción de la mano durante los movimientos de rehabilitación. Para sujetarla al soporte de la mano se usan 2 tornillos de diámetro 3mm. En la figura 3.3 se aprecia las dimensiones del componente y el posicionamiento de la mano pronosticado.

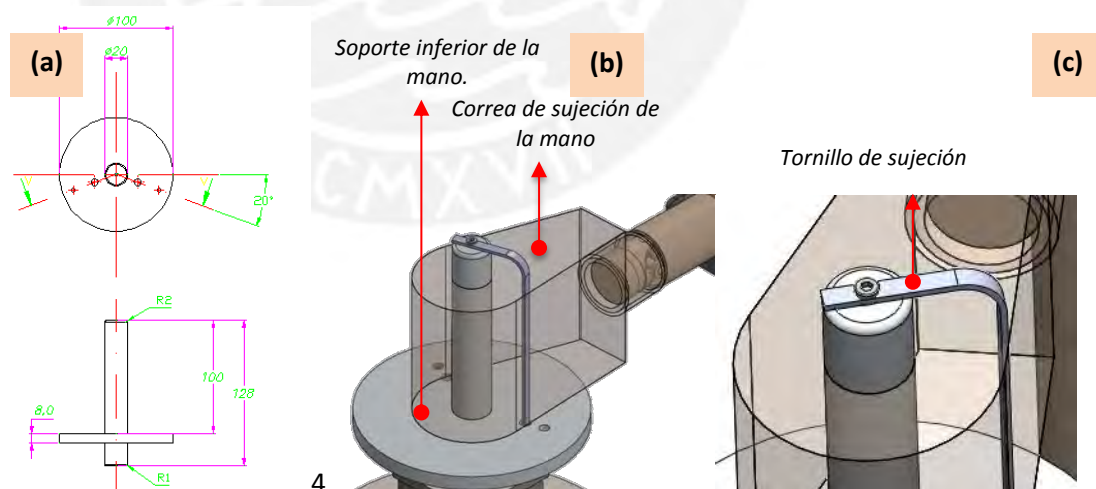


Figura 3.3 (a) Dimensiones generales del soporte de mano. (b) Posicionamiento de la mano indicando partes del soporte. (c) Tornillo de sujeción de la mano.

Después que se diseñó el soporte de la mano realizado en SolidWorks, el software permite hallar las inercias en los tres ejes como se muestra en la figura 3.4. Estos datos son importantes para la selección del motor.

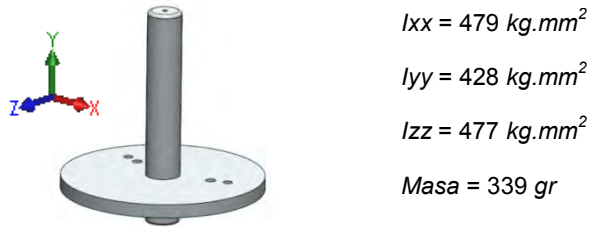


Figura 3.4 Soporte de la mano con sus valores de inercia y masa.

### 3.2.2. Selección del motor

El componente que va a realizar el movimiento de flexión y extensión es un motor eléctrico de pasos. Este motor se caracteriza por su precisión, eficiencia y su fácil control, generando la velocidad y posición deseada. En la selección del motor, primero se determina el torque requerido por el motor incluyendo un factor de seguridad de dos. Segundo, se verifica si el motor da el torque necesario para mover la carga. En la figura 3.5 se muestra el trapecio de velocidades que realiza el motor en donde se observa los tiempos de aceleración y desaceleración.

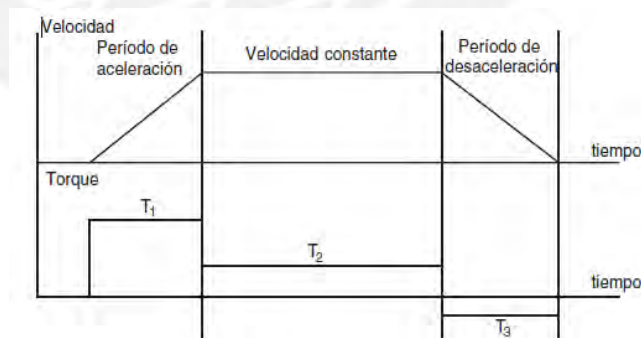


Figura 3.5 Trapecio de velocidades del motor de pasos.

**Cálculo del torque del motor.** Primero hallamos el torque de aceleración utilizando la ecuación 3.1.

$$T_{acel} = \frac{2 * I_{total} * \Delta Vel * \pi}{60 * \Delta t} \quad (3.1)$$

El  $\Delta Vel$  se halla teniendo en cuenta que se tiene que alcanzar la velocidad máxima recomendada para la rehabilitación que es 40 °/s (aproximadamente 6.67 rpm). El  $\Delta t$  toma un valor recomendado por el catálogo de *SureStep* de 0.1s. Después se halla el momento de inercia total ( $I_{total}$ ) respecto al eje y usando la ecuación 3.2.

$$I_{total} = I_{rotor} + I_{sm} + I_{mano} \quad (3.2)$$

El  $I_{rotor}$  es dato del catálogo del motor y es igual a 6.8 kg.mm<sup>2</sup>. El  $I_{sm}$  es igual a 428 kg.mm<sup>2</sup>. De la figura 3.6, hallamos el  $I_{mano}$  el cual depende de la masa de la persona (M) y la talla de la persona (T). Así por ejemplo una persona de 25 años que pesa 65 kg y mide 175 cm, el  $I_{mano}$  es 476 kg.mm<sup>2</sup>. Reemplazando estos valores en la ecuación 3.2 se tiene que el valor de  $I_{total}$  es igual a  $0.910 \times 10^{-3}$  kg.m<sup>2</sup>.

$$I_{xx} = -13.68 + 0.088 * M + 0.092 * T = 814 \text{ kg.mm}^2$$

$$I_{yy} = -6.26 + 0.0762 * M + 0.0347 * T = 476 \text{ kg.mm}^2$$

$$I_{zz} = -19.5 + 0.17 * M + 0.116 * T = 1185 \text{ kg.mm}^2$$

$$\text{Masa de la mano (kg)} = -0.1165 + 0.0036 * M + 0.00175 * T = 0.424 \text{ kg}$$

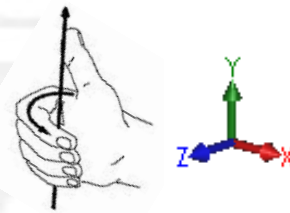


Figura 3.6 Momento de inercia y masa de la mano para una persona de 25 años.

El  $I_{total}$  se reemplaza en la ecuación 3.1 y se obtiene el torque de aceleración que es igual a  $6.36 \times 10^{-3}$  N.m. Ahora se necesita hallar el torque total que debe dar el motor. Este torque es la suma del torque de aceleración y resistencia  $T_{resis}$  como se muestra en la ecuación 3.3. Se asume que el torque de resistencia es el 50% del torque de aceleración que es igual a  $3.18 \times 10^{-3}$  N.m. Finalmente se reemplaza estos datos en la ecuación 3.3 y el torque total es igual a  $9.54 \times 10^{-3}$  N.m

$$T_{total} = T_{acel} + T_{resis} \quad (3.3)$$

Para asegurar el correcto dimensionamiento se toma un factor de seguridad de 5 como se aprecia en la ecuación 3.4 y se obtiene el torque total con factor de seguridad que es igual a  $4.8 \times 10^{-2} N.m$ .

$$T_{totfs} = T_{total} \times 5 \quad (3.4)$$

Finalmente, se halla el torque necesario para desacelerar usando la ecuación 3.5.

$$T_{desacel} = T_{resis} - T_{acel} = -3.18 \times 10^{-3} N.m \quad (3.5)$$

En la figura 3.7 se muestra la gráfica de torque vs tiempo. En rojo se representan los torques que se debe vencer a lo largo del tiempo de aceleración, velocidad constante, y desaceleración. En negro se representa la curva del torque del motor NEMA 17. Se aprecia que es mayor que el de diseño y eso nos da seguridad de una elección adecuada.

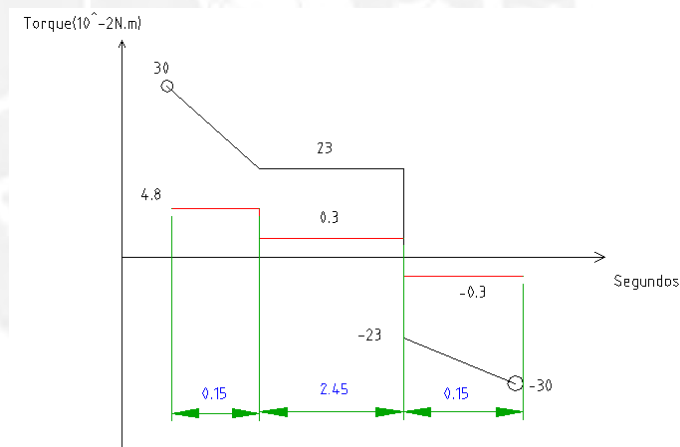


Figura 3.7 Representación del torque vs tiempo que da el motor.

**Verificación del torque del motor.** El modelo que tiene el menor torque es el motor STP-MTR-17048, tiene un torque máximo, a velocidades bajas de 0 a 10 *rpm*, de  $30 \times 10^{-2} N.m$  a  $23 \times 10^{-2} N.m$  respectivamente. Se observa que el torque de seguridad es muy pequeño comparado con los torques máximos que del motor, entonces no existirá ningún problema en la elección de este motor.

El cuadrado azul representa el torque requerido para el sistema el cual nos da una velocidad baja. La figura 3.9 muestra la forma y dimensiones del motor y en la tabla 3.1 se puede apreciar la información técnica del motor.

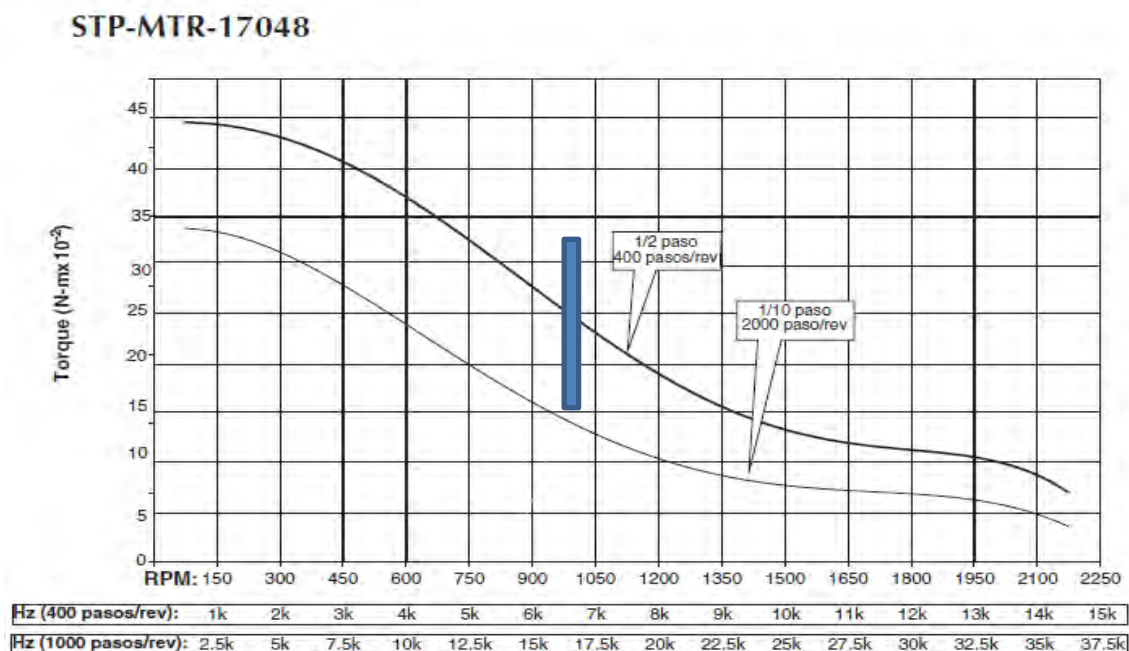


Figura 3.8 Curva del motor STP-MTR-17048

Tabla 3.1 Información técnica del motor SureStep.

Especificaciones del motor paso a paso <i>SureStep™</i>				
Números de artículo	STP-MTR-17048	STP-MTR-23055	STP-MTR-23079	STP-MTR-34066
Flanje del Motor	NEMA 17	NEMA 23	NEMA 23	NEMA 34
Torque de eje deternido máximo	0,59 N-m	1,29 N-m	2,08 N-m	3,06 N-m
	83 onzas-pulgada	166 onzas-pulgada	276 onzas-pulgada	434 onzas-pulgada
	5,2 libras-pulgada	11,4 libras-pulgada	18,4 libras-pulgada	27,1 libras-pulgada

### 3.2.3. Zunchado del soporte-mano con el eje del motor.

La unión del eje del motor con el soporte de la mano se realizará mediante un zunchado. El torque máximo que va a transmitir el motor es de  $9.54 \times 10^{-3} N.m$ . Para este torque máximo se ha diseñado y seleccionado tolerancias específicas en el que el diámetro del eje del motor de 5 mm tenga una tolerancia h7 y el agujero del soporte

mano tenga una tolerancia R9. Es importante tener en cuenta que la longitud del agujero es 10 mm.

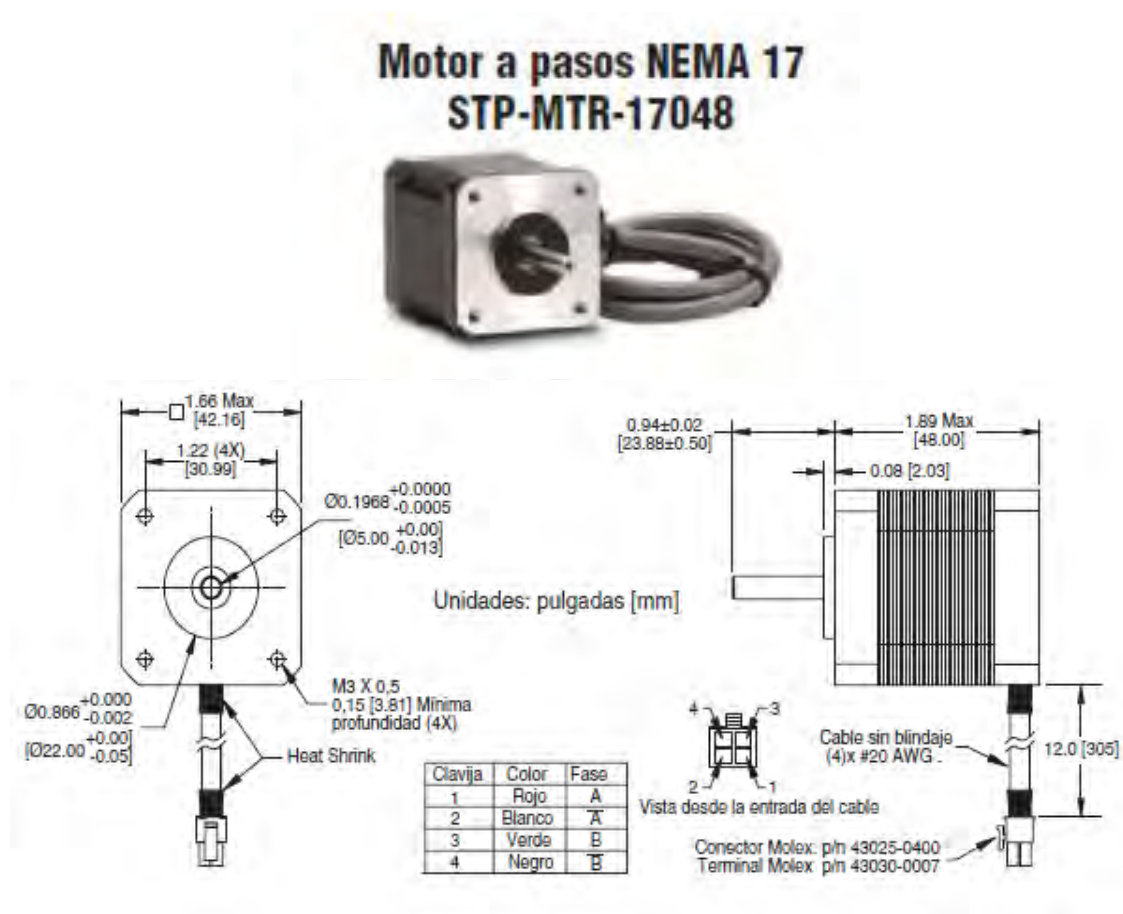


Figura 3.9 Motor de pasos seleccionado proporcionado por el catálogo de SureStep.

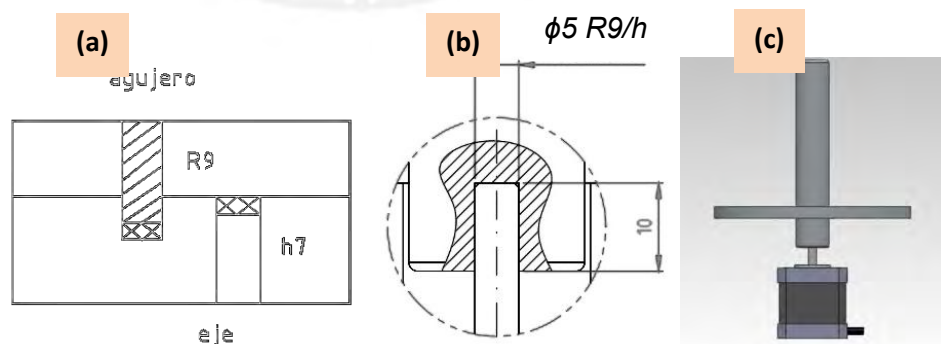


Figura 3.10 (a) Tolerancia R9h7, (b) representación de la unión, (c) figura real.

Al comprobar que el ajuste sea el adecuado, se tiene que verificar que la fuerza de presión que se genera en el agujero producto del ajuste ( $F_p$ ) sea mayor que la fuerza de fricción resultante producto del torque del motor y del peso ( $F_{rR}$ ) multiplicada por un coeficiente de carga ( $C_s$ ). Esta condición se visualiza en la ecuación 3.6.

$$F_p \geq F_{rR} * C_s \quad (3.6)$$

Primero se encuentra la fuerza de fricción resultante ( $F_{rR}$ ) usando la ecuación 3.8 el cual permite transmitir el torque del motor. Esta es generada por una fuerza tangencial ( $F_{tr}$ ) producto del torque del motor ( $M_t$ ) y hallada mediante la ecuación 3.8 cuyo valor es de 120 N, y una fuerza axial producto del peso ( $F_{ar}$ ) que es encontrada mediante la ecuación 3.9 cuyo valor es de 9.8. Al reemplazar estos valores en la ecuación 3.7 se obtiene que la  $F_{rR}$  es 120.4 N.

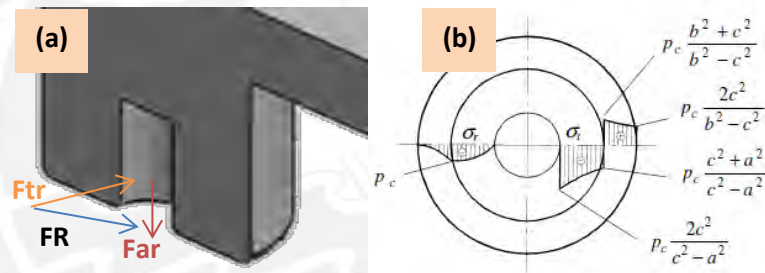


Figura 3.11 (a) Dibujo de las fuerzas en el interior del soporte mano (b) Esquema de presiones que se producen en la unión.

$$F_{rR} = \sqrt{F_{tr}^2 + F_{ar}^2} \quad (3.7)$$

$$F_{tr} = \frac{2 \times M_t}{dm} \quad (3.8)$$

$$F_{ar} = m \times g \quad (3.9)$$

Segundo, la fuerza de presión ( $F_p$ ) se encuentra usando la ecuación 3.10. Para poder hallar  $F_p$  se necesita hallar la presión mínima ( $P_{c_{min}}$ ) y para ello se usa la ecuación 3.11. Para hallar los coeficientes de rozamiento en el eje ( $Rz_e$ ) y en el agujero ( $Rz_c$ ) y además de la interferencia mínima ( $\delta_{min}$ ) se usa los datos obtenidos de la condición que la unión es un  $\phi 5 R9/h7$ .

$$Fp = \mu \times Pc_{min} \times \pi \times L \times d \quad (3.10)$$

$$Pc_{min} = \frac{\delta_{mina}}{c * \left[ \frac{1}{E_c} * \left( \frac{b^2 + c^2}{b^2 - c^2} \right) + \frac{1}{E_e} + \frac{v_c}{E_c} - \frac{v_e}{E_e} \right]} \quad (3.11)$$

Hallando la interferencia radial corregida ( $\delta_{mina}$ ) necesaria para hallar la presión mínima, se usa la ecuación 3.12 y al reemplazar los datos, obtenemos un valor igual a 0.019 mm.

$$\delta_{mina} = \delta_{min} - 0.6 * \left( \frac{Rz_e}{1000} + \frac{Rz_c}{1000} \right) \quad (3.12)$$

Este valor obtenido se reemplaza en la ecuación 3.11 y se obtiene que la presión mínima que es igual a  $84 \text{ N/mm}^2$ . Después se reemplaza en la ecuación 3.10 para encontrar la fuerza de presión que es igual a 1058 N.

Finalmente, se utiliza un coeficiente para cargas suaves y constante  $C_s$  igual a 1.5 y al reemplazar en la ecuación 3.6 se determina que la fuerza de presión tiene la suficiente fuerza para sujetar al eje del motor y al soporte mano porque  $1058 \text{ N} \gg 181 \text{ N}$ .

#### 3.2.4. Posicionamiento del motor y soporte mano

El motor tiene que colocarse en una posición adecuada y fija en el centro de la plataforma circular. Para ello se va a utilizar un soporte tipo caja, la que va a estar soldada a la plataforma. La caja va a tener una tapa para asegurar que el motor se fije bien a ella y se va a unir con 8 pernos cabeza socket M3. El diseño se muestra en la figura 3.12.

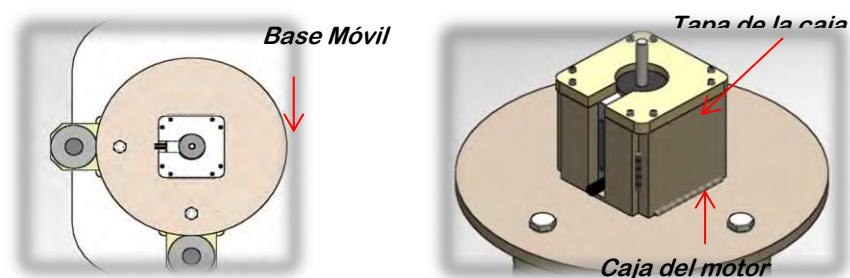


Figura 3.12 Disposición del motor dentro de la caja.

La unión entre la caja del motor y el soporte móvil superior se hace por medio de dos cordones de soldadura, con un ancho de garganta de 3 mm.

En la verificación de la resistencia de la soldadura se identifica dos posiciones para ser analizadas. Estos son los casos críticos que van a producir los mayores esfuerzos. La primera es cuando se tiene máximo valores de ángulos para una determinada secuencia de movimientos de rehabilitación: pronación, flexión cubital y flexión. La segunda es cuando se realiza la secuencia supinación, flexión radial y extensión. La tabla 3.2 muestra los ángulos de las secuencias donde ocurren los máximos esfuerzos.

Se analizaron los dos casos y se determinó que los mayores esfuerzos se producen en la primera secuencia de movimientos donde los valores de sus ángulos máximos generan los esfuerzos mayores.

Tabla 3.2 Ángulos de las secuencias donde ocurren los máximos esfuerzos

Secuencia 1			Secuencia 2		
$\alpha$	$\beta$	$\theta$	$\alpha$	$\beta$	$\theta$
30°	55	60°	15	55	45

En la figura 3.13 se muestra la posición de todo el sistema cuando los ángulos tienen valores iguales a la secuencia 1.

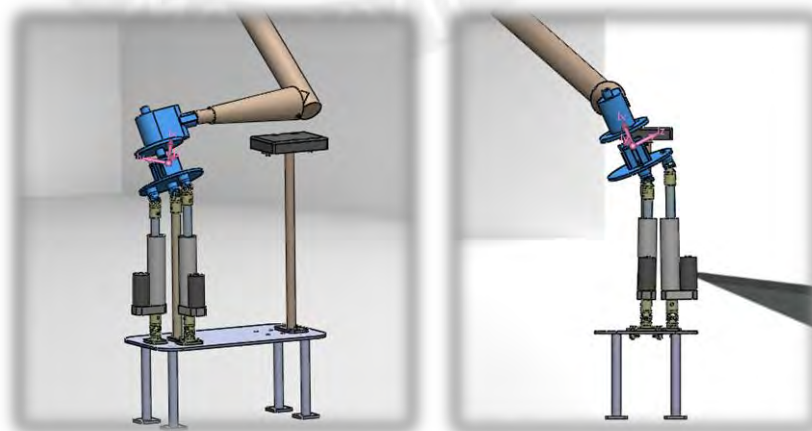


Figura 3.13 Posición final del mecanismo en ángulos con valores de la secuencia 1 de máximo esfuerzo.

La fuerza que va a variar de posición en el transcurso de los movimientos es el peso de la caja, accesorio, soporte mano y la mano del paciente, al cual llamaremos sistema 1. En promedio este valor es 19.6 N y la fuerza va a ser trasladada al centro de rotación de la plataforma móvil al que denominaremos CG1 que está a una distancia de 91.2 mm. En la figura 3.14 se muestran las fuerzas y momentos trasladados al CG1.

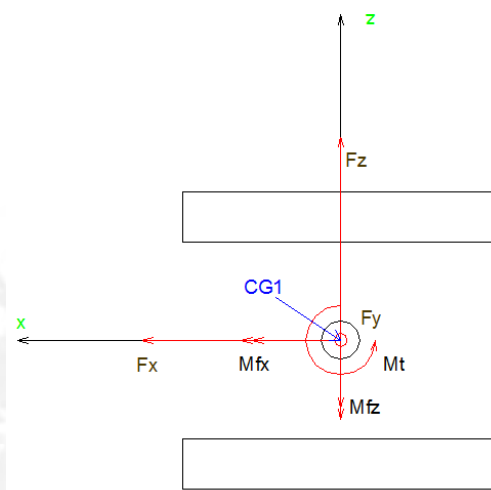


Figura 3.14 Diagrama de cargas que genera el peso del sistema 1 al ser trasladado al CG1.

Las fuerzas y momentos que se generan en el cordón de soldadura calculados en función de los ángulos de los diferentes movimientos son determinados por las ecuaciones 3.13, 3.14, 3.15, 3.16 y 3.17.

$$Fz = W * \sin\left(\beta * \frac{\pi}{180}\right) \quad (3.13)$$

$$Fy = W * \cos\left(\beta * \frac{\pi}{180}\right) * \sin\left(\alpha * \frac{\pi}{180}\right) \quad (3.14)$$

$$Fx = W * \cos\left(\beta * \frac{\pi}{180}\right) * \cos\left(\alpha * \frac{\pi}{180}\right) \quad (3.15)$$

$$Mfx = Fz * dcs \quad (3.16)$$

$$Mfz = Fx * dcs \quad (3.17)$$

$$Mt = 300 \text{ N. mm} *$$

\* Capacidad máxima de torque del motor de pasos seleccionado, el cual es un dato constante.

Se presenta una tabla resumen con los valores de cada uno de fuerzas y momentos generados al trasladar el peso del sistema 1 al CG1. Luego de tener las fuerzas y momentos se hallan los esfuerzos generados por ellos. Se hallan los tres esfuerzos resultantes que son el esfuerzo cortante, el esfuerzo normal y el esfuerzo tangencial como se muestra en la figura 3.15.

Tabla 3.3 Valores de fuerzas y momentos en el CG1 producto del peso del sistema 1.

Análisis de fuerzas cuando el centro de gravedad está en el centro de la plataforma móvil		
Valores de fuerzas y momentos para el análisis en el sistema 1		
Notación	Valor	Unidades
$F_x$	9.7	N
$F_y$	5.6	N
$F_z$	16.1	N
$M_{fx}$	1464.3	N.mm
$M_{fz}$	887.9	N.mm
$M_t$	300	N.mm

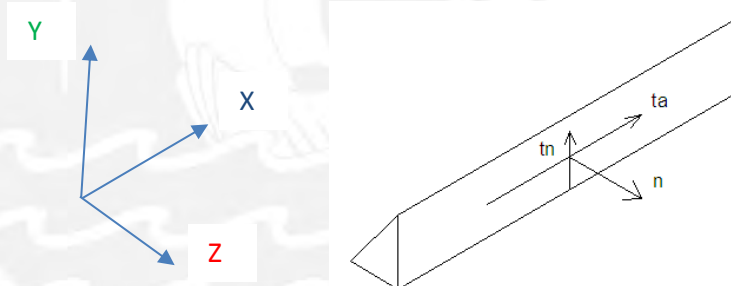


Figura 3.15 Diagrama del cordón de soldadura y los esfuerzos que se generan.

Como este equipo se va a utilizar para rehabilitaciones en la mano izquierda y derecha indiferentemente, los esfuerzos tangenciales superior e inferior van a ser iguales y van a ser 0 en la posición vertical. Lo mismo pasa con los esfuerzos normales. La diferencia es en los esfuerzos cortantes en donde estos van a ser disímiles indiferentemente de la posición de la mano del paciente en la rehabilitación.

Los esfuerzos tangenciales en el cordón son generados por  $F_y$ ,  $F_z$  y los momentos  $M_{fx}$ ,  $M_{fz}$  y  $M_t$  y determinados por las ecuaciones 3.18, 3.19, 3.20, 3.21, 3.22, 3.23 y 3.24. Además se debe notar que tanto el esfuerzo superior e inferior es el mismo y los valores de  $a$ ,  $l_a$ ,  $r$  y  $b$  respectivamente son 3, 40, 18 y 55 mm.

$$\tau_{nfy} = \frac{Fy}{A_o} \quad (3.18)$$

$$\tau_{nfz} = \frac{Fz}{A_o} \quad (3.19)$$

$$A_o = 2 \times a \times la \quad (3.20)$$

$$\tau_{nx} = \frac{Mfx * r}{J_u * a} \quad (3.21)$$

$$\tau_{nz} = \frac{Mfz * r}{J_u * a} \quad (3.22)$$

$$J_u = \frac{la \times (3 \times b^2 + la^2)}{6} \quad (3.23)$$

$$\tau_n = \tau_{nfy} + \tau_{nfz} + \tau_{nx} + \tau_{nz} + \tau_{nm} \quad (3.24)$$

Se asume que en la posición inicial y final va a ser el mismo el desplazamiento angular. Partiendo de eso se hallan los esfuerzos cortantes teniendo en cuenta la posición del sistema que genera los máximos esfuerzos. Los esfuerzos cortantes en el cordón son generados por la  $F_x$ , y el  $M_t$  y determinados por las ecuaciones 3.25, 3.26 y 3.27.

$$\tau_{ax} = \frac{F_x}{A_o} \quad (3.25)$$

$$\tau_{am} = \frac{M_t * r}{J_u * a} \quad (3.26)$$

$$\tau_a = \tau_{ax} + \tau_{am} \quad (3.27)$$

Los esfuerzos normales en el cordón son generados por  $F_z$  y los momentos flectores  $M_{fx}$  y  $M_{fz}$  y determinados por las ecuaciones 3.28, 3.29 y 3.30.

$$nz = \frac{Fz}{A_o} \quad (3.28)$$

$$nxz = \left( \frac{Mfx \times la}{2 \times lu \times a} + \frac{Mfz \times la}{2 \times lu \times a} \right) \quad (3.29)$$

$$lu = \frac{la^3}{6} \quad (3.30)$$

Se sabe que el equipo va a realizar movimientos cíclicos donde se asume por simplicidad de cálculos que los esfuerzos en el inicio van a ser igual a los esfuerzos al final de un ciclo. Por lo que los esfuerzos alternantes van a ser el mismo que los esfuerzos calculados anteriormente.

$\tau a$  = Esfuerzo alternante cortante.

$\tau n$  = Esfuerzo alternante tangencial.

$nz$  = Esfuerzo alternante normal por  $Fz$ .

$nxz$

= Esfuerzo alternante normal por Momentos flectores.

El siguiente paso es hallar un esfuerzo equivalente alternante de todos los esfuerzos. Estos van a ser afectados por un factor de concentración de esfuerzos para cargas cortantes, flectoras y compresión.

$$\sigma_{eqa} = \sqrt{\left( 1.8 \times \left( \frac{\tau a^2 + \tau n^2}{v\tau} \right) + \left( \frac{nz}{vc} + \frac{nxz}{vf} \right)^2 \right)} \quad (3.31)$$

Las constantes tienen los siguientes valores respectivamente  $vc$ ,  $vf$ ,  $v\tau$  igual a 0.22, 0.11 y 0.22.

Reemplazando en la ecuación 3.31 se obtiene el  $\sigma_{eqa}$  igual a 16.3 N/mm<sup>2</sup>. Después se compara el esfuerzo equivalente alternante con el esfuerzo alternante de fluencia. El cual está relacionado con el factor de calidad de la unión y un factor de seguridad recomendado.

$$\sigma_{eqa} < \frac{v^2 \times \sigma_A}{FSR} \quad (3.32)$$

El valor de  $v^2$ ,  $\sigma_A$ ,  $FSR$  son respectivamente 0.5, 228 y 2. Al reemplazar los valores en la ecuación 3.32 se obtiene  $57 \text{ N/mm}^2$ . Se verifica que no falla los cordones soldados por fatiga ya que  $16.3 < 57 \text{ N/mm}^2$ .

### 3.3. Diseño del subsistema pronación, supinación, flexión radial y flexión cubital.

Al diseñar el subsistema para los movimientos pronación, supinación, flexión radial y flexión cubital, se seleccionó primeramente los actuadores lineales eléctricos, se seleccionaron las juntas universales, se verificó las uniones atornilladas superiores e inferiores, se verificó los pasadores entre la junta universal y el actuador y se diseñó el soporte central que une la plataforma móvil y la plataforma fija.

#### 3.3.1. Selección de actuadores lineales eléctricos

**Diseño geométrico.** Según el pre-diseño geométrico elaborado en AutoCad, se necesita una plataforma móvil superior que pivotee en su centro y permita tener los movimientos requeridos. En las figuras 3.16 y 3.17, se representa en rojo la posición de la mano y en cada imagen se muestra la longitud de carrera del actuador eléctrico necesaria para generar los ángulos requeridos de rehabilitación. El punto de pivote están ubicados 60 mm del centro de la plataforma.

La longitud de carrera máxima requerida para lograr el requerimiento es de 90 mm. El catálogo de SKF nos ofrece un actuador cuya longitud de carrera es de 100 mm, modelo CAHB-10 serie 2, el cual se va a seleccionar.

**Cálculo de fuerzas.** Se va a verificar si el actuador nos proporciona la fuerza necesaria para mover la plataforma a las velocidades requeridas. Para hallar la fuerza de los actuadores se sigue el siguiente procedimiento:

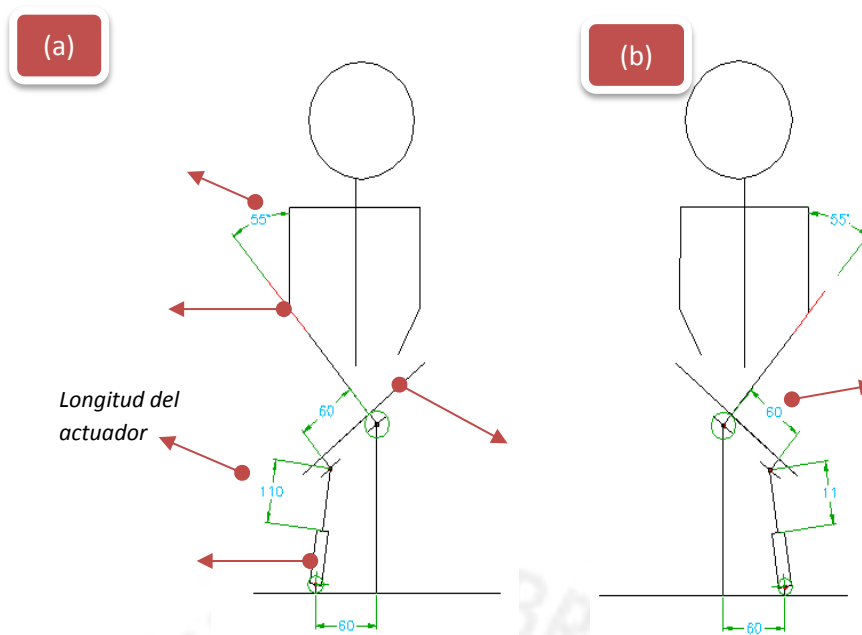


Figura 3.16 (a) Diagrama que representa la longitud del actuador en el movimiento de supinación. (b) Diagrama que representa la longitud del actuador en el movimiento de pronación.

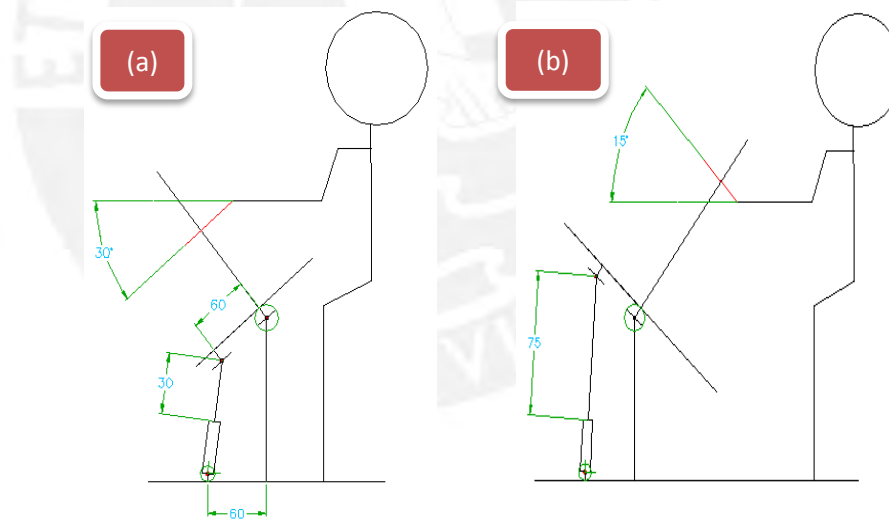


Figura 3.17 (a) Diagrama que representa la longitud del actuador en el movimiento de Flexión cubital. (b) Diagrama que representa la longitud del actuador en el movimiento de flexión radial.

Se tiene dos posiciones en las que vamos a determinar la fuerza del actuador para que la plataforma móvil superior esté en equilibrio. En la figura 3.18 se muestra el equilibrio en una posición de pronación máxima, entonces la fuerza que debe dar el actuador debe generar un torque que venza el torque generado por el peso en esa posición.

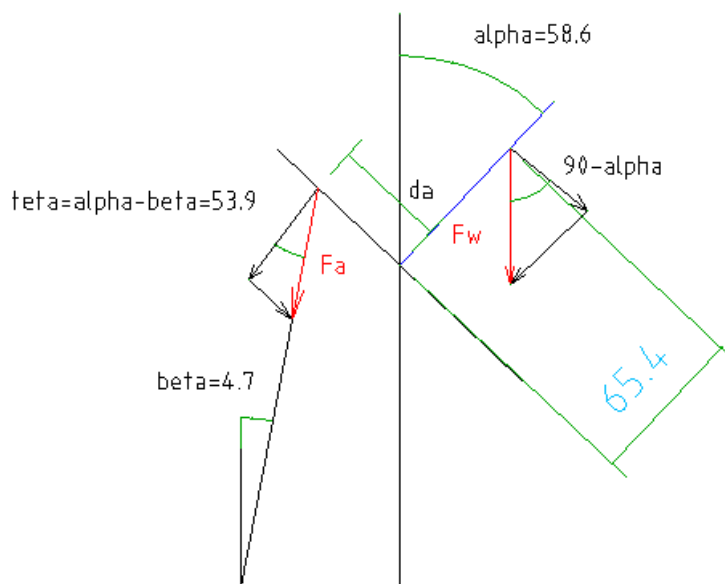


Figura 3.18 Diagrama que representa la fuerza del actuador y del peso en rojo y los ángulos que se generan en una posición máxima de pronación.

Entonces, si la posición del centro de gravedad a la base móvil superior es 65.4 mm, se halla el torque en la posición de máxima pronación a un ángulo  $\beta \cong 58.6^\circ$ .

El actuador debe generar un torque mayor a  $T_w$  cuyo valor se haya usando la ecuación 3.33 para poder mover los componentes. Igualando el torque como se muestra en la ecuación 3.34 que produce la fuerza del peso con el torque que va a producir la fuerza del actuador que se muestra en la ecuación 3.34, se halla la fuerza mínima del mismo mediante la ecuación 3.35.

$$T_w = F_w \times \cos \left[ (90 - \beta) \times \frac{\pi}{180} \right] \times d_c \quad (3.33)$$

$$T_a = T_w \quad (3.34)$$

$$F_a = \frac{T_a}{\cos \left( \text{teta} \times \frac{\pi}{180} \right) \times d_a} = 62 \text{ N} \quad (3.35)$$

La fuerza mínima que debe tener el actuador, para un  $d_a$  igual a 60 mm, es 62 N para poder mover la carga. Como se ve en la figura 3.19 muestra la posición de equilibrio en una posición de supinación máxima,  $\beta \cong 54.7^\circ$ , entonces la fuerza que da el actuador debe generar un torque que venza el torque generado por el peso en esa posición.

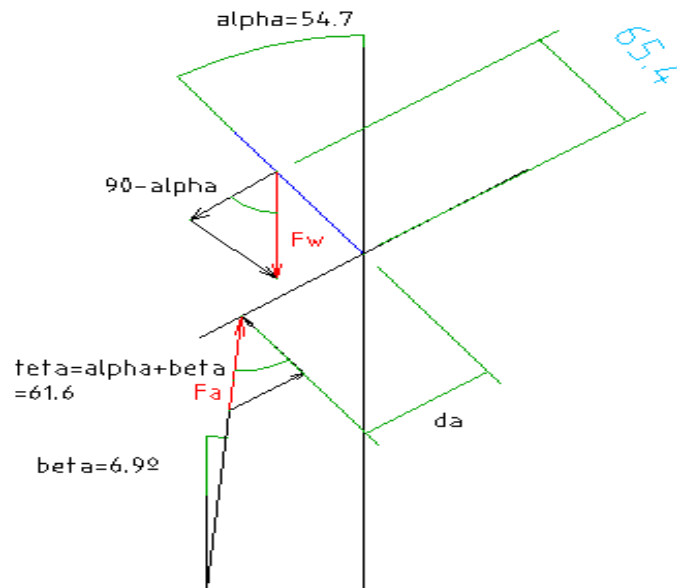


Figura 3.19 Diagrama que representa la fuerza del actuador y del peso en rojo y los ángulos que se generan en una posición máxima de supinación.

Se halla el torque que produce el peso  $T_{w2}$  usando la ecuación 3.35, y partiendo de aquello se encuentra la fuerza del actuador con la geometría del sistema. De la posición mostrada en la figura 3.19, se calcula el torque que se genera por acción del peso.

$$T_{w2} = F_w \times \cos \left[ \left( 90 - \beta \right) \times \frac{\pi}{180} \right] \times d_c \quad (3.35)$$

El actuador tiene que dar un torque mayor a  $T_{w2}$  para poder mover las cargas. Se iguala el torque que genera el peso con el torque de la fuerza usando la ecuación 3.36, y finalmente se despeja la fuerza  $F_a$  usando la ecuación 3.37 el cual resulta 52 N.

$$T_{a2} = T_{w2} \quad (3.36)$$

$$F_a = \frac{T_{a2}}{\cos \left( \theta \times \frac{\pi}{180} \right) \times d_a} \quad (3.37)$$

La fuerza mínima que debe tener el actuador para poder mover la carga es de 52 N. Por lo que el actuador seleccionado debe proporcionar una fuerza mayor a 62 N. En

los casos de movimientos de flexión radial y flexión cubital, los cuales requieren ángulos pequeños, actuadores de esta capacidad de fuerza van a resultar apropiados.

El modelo elegido es el CAHB10 serie 2 de la marca SKF, el cual proporciona una carga de hasta 240 N. En la figura 3.20 se muestra el modelo del actuador seleccionado para realizar los movimientos de pronación, supinación, flexión radial y flexión cubital.

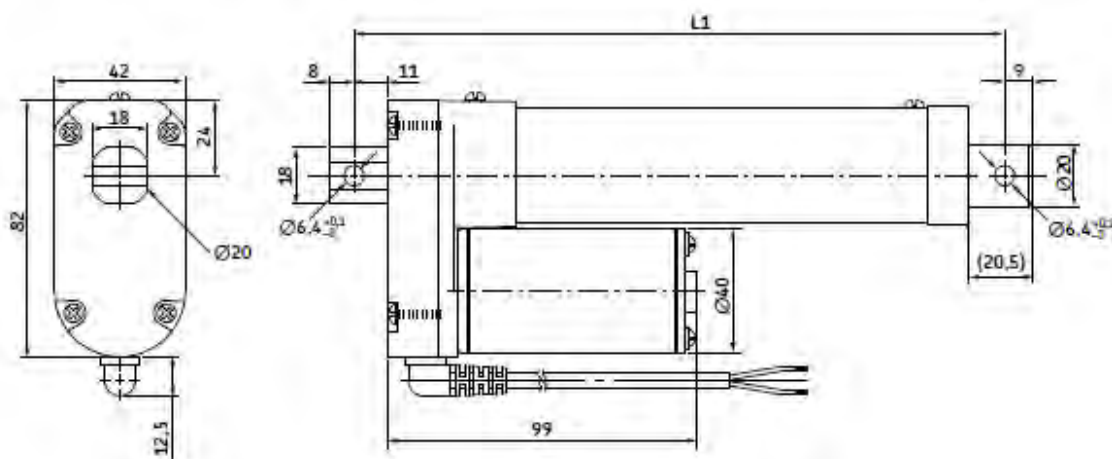


Figura 3.20 Actuador modelo CAHB-10 modelo 1 de la marca SKF.

### 3.3.2. Selección de juntas universales

Se van a usar juntas universales porque permiten tener dos grados de libertad lo que va a generar los movimientos complejos de la rehabilitación. Estos elementos tienen que ser resistentes y permitir el giro en 2 direcciones en el eje x e z. Se ha seleccionado las juntas LoveJoy, de un diámetro un poco mayor al diámetro del actuador para hacer las uniones necesarias, siendo el modelo más adecuado el Modelo 6D.

El torque máximo que pueden resistir es de 176 N.m, especificada en la información técnica.

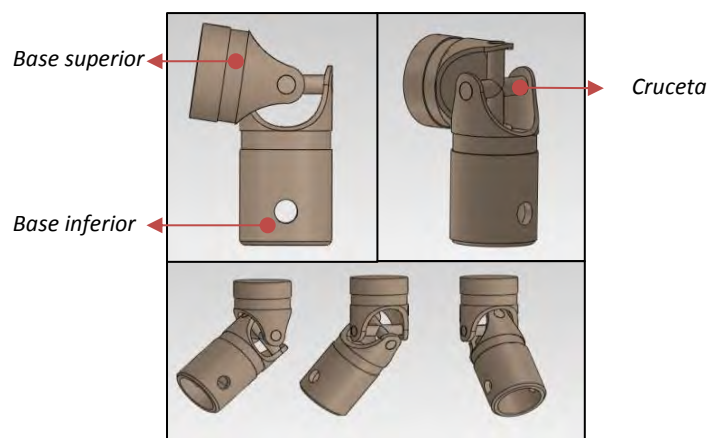
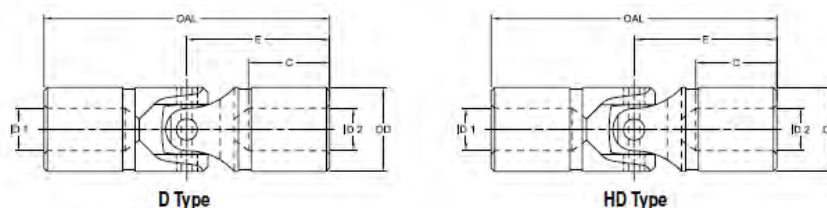


Figura 3.21 Modelo y giro que permite las juntas Universales LoveJoy modelo 6D.

Tabla 3.4 Especificación técnica de la junta LoveJoy modelo D6.



D and HD Type Dimensional Data

Size	OAL	E	C	Std Bore	ID1 - ID2			OD	Static*		Weight				
					Max Bore No Keyway	Max Bore with Keyway	Max Square/ Hex Hole <sup>2</sup>		Breaking Torque in-lb	Breaking Torque Nm	Solid lbs	Bored lbs			
Solid Bored	in	Main Pin Height in	Bore Depth in	in	in	mm	in	mm	in	mm	in	mm			
D-1 D-1B	1.75	.88	.56	.19	.25	6	—	—	.19	4	.38	110	12	.05	.04
D-2 D-2B	2.00	1.00	.62	.25	.38	9	—	—	.25	6	.50	378	42	.10	.08
D-3 D-3B	2.25	1.12	.68	.31	.50	12	—	—	.31	8	.62	540	61	.17	.15
D-4 D-4B	2.68	1.34	.88	.38	.62	15	.44	11	.38	9	.75	768	86	.30	.25
D-5 D-5B	3.00	1.50	.88	.44	.69	17	.50	12	.44	11	.88	1,176	132	.45	.37
D-6 D-6B	3.38	1.68	1.00	.50	.75	19	.56	13	.50	12	1.00	1,560	176	.65	.55

### 3.3.3. Verificación de las uniones atornilladas superiores

Al analizar la resistencia de los tornillos fijados en la base móvil superior, se ha trasladado las fuerzas del peso, en la posición de máximos esfuerzos al centro de pivoteo de la base móvil. El sistema que conforma la plataforma móvil, el soporte mano, la caja del motor, el motor y la mano del paciente se va a llamar sistema 2. Se pretende verificar la resistencia de los elementos de unión, en este caso tornillos superiores bajo fuerza fluctuantes en el tiempo.

Trasladamos la fuerza del peso del sistema 2, cuyo valor es de 24.6 N, en la posición de máximos esfuerzos al centro de la plataforma móvil, la que denotaremos con CG2, donde se encuentran los tornillos 3,4,5 y 6. La distancia al centro de la plataforma móvil es 90 mm. En la figura 3.22 se muestra un diagrama en 2D donde se aprecia la posición de los tornillos y las fuerzas y momentos trasladados al CG2.

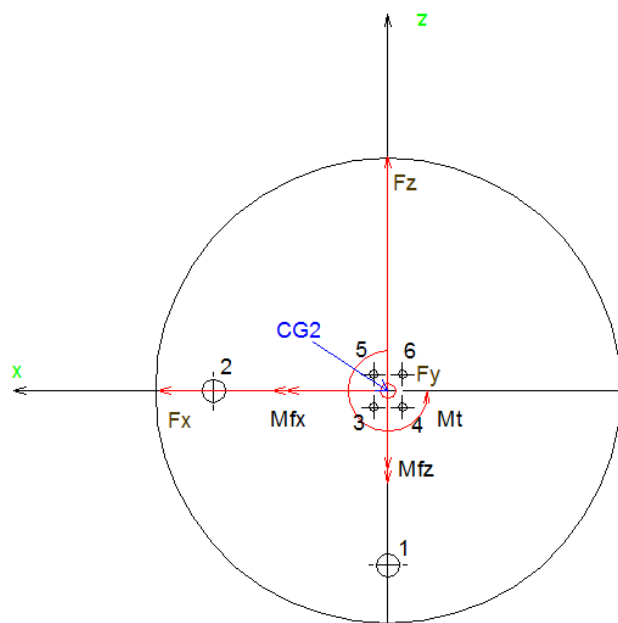


Figura 3.22 Diagrama de cargas que genera el peso del sistema 2 al ser trasladado al CG2.

En la tabla 3.5 se muestran los valores de las fuerzas y momentos que se generan al trasladar el peso del sistema 2 al CG2.

Hallando las fuerzas normales que se generan en cada tornillo producto de momentos flectores, se utiliza las siguientes fórmulas:

$$F_N = \frac{Mf \times d_i \times A_i}{I} \quad (3.38)$$

$$I = \sum_i^n A_i \times d_i^2 \quad (3.39)$$

Tabla 3.5 Valores de fuerzas y momentos en el CG2.

Centro de gravedad en el centro de la plataforma móvil,  
uniones atornilladas superior

Valores de fuerzas y momentos para el análisis en el sistema 2		
Notación	Valor	Unidades
$F_x$	12.2	N
$F_y$	7.1	N
$F_z$	20.2	N
$M_{fx}$	1813.6	N.mm
$M_{fz}$	1099.8	N.mm
$M_t$	300	N.mm

En la tabla 3.6 tenemos las características y datos relevantes de cada tornillo del sistema 2 y los valores de  $I$  y  $A_i$  necesarios para los cálculos de las fuerzas normales y cortantes.

Tabla 3.6 Características generales de los tornillos superiores

Tornillo ID	Descripción	$d$ (mm)	$d_i$ (mm)	$A_i$ (mm <sup>2</sup> )	$A_i \times d_i^2$ (mm <sup>4</sup> )
1	Tornillo Hexagonal M6 x 20	6	60	28.3	101736.0
2	Tornillo Hexagonal M6 x 20	6	60	28.3	101736.0
3	Tornillo cabeza socket M3x16	3	7.5	7.1	397.4
4	Tornillo cabeza socket M3x16	3	7.5	7.1	397.4
5	Tornillo cabeza socket M3x16	3	7.5	7.1	397.4
6	Tornillo cabeza socket M3x16	3	7.5	7.1	397.4
			<b>Total</b>	<b>84.8</b>	<b>205061.6</b>

Las fuerzas normales en cada tornillo producto de los momentos flectores  $M_{fx}$  y  $M_{fz}$  se muestran en la siguiente tabla.

Tabla 3.7 Resumen de fuerzas normales producto de  $M_{fx}$  y  $M_{fz}$  en cada tornillo.

Fuerza normal producto de $M_{fx}$				Fuerza normal producto de $M_{fz}$			
Tornillo ID	$d_i$ (mm)	$A_i$ (mm <sup>2</sup> )	$F_N$ (N)	Tornillo ID	$d_i$ (mm)	$A_i$ (mm <sup>2</sup> )	$F_N$ (N)
1	60	28.3	15.0	1	60	28.3	9.1
2	60	28.3	15.0	2	60	28.3	9.1
3	7.5	7.1	0.5	3	7.5	7.1	0.3
4	7.5	7.1	0.5	4	7.5	7.1	0.3
5	7.5	7.1	0.5	5	7.5	7.1	0.3
6	7.5	7.1	0.5	6	7.5	7.1	0.3

Al hallar la fuerza normal que se generan en cada tornillo producto de la fuerza  $y$ , se usan las ecuaciones 3.40 y 3.41.

$$F_{Ny} = \frac{F_y \times A_i}{A_t} \quad (3.40)$$

$$A_t = \sum_i^n A_i \quad (3.41)$$

Los esfuerzos normales en cada tornillo se muestran en la siguiente tabla.

Tabla 3.8 Fuerzas normales en cada tornillo producto de  $F_y$ .

Fuerza normal producto de $F_y$		
Tornillo ID	$A_i$ ( $mm^2$ )	$F_N$ (N)
1	28.3	2.4
2	28.3	2.4
3	7.1	0.6
4	7.1	0.6
5	7.1	0.6
6	7.1	0.6

Las fuerzas y momentos que van a generar fuerzas cortantes  $F_c$  son  $F_x$ ,  $F_z$  y el momento torsor del motor  $M_t$ . Para hallar las fuerzas cortantes producto de las fuerzas, se usa la ecuación 3.42.

$$F_c = \frac{F_s \times A_i}{A_t} \quad (3.42)$$

Los esfuerzos cortantes en cada tornillo producto de las fuerzas en x y z se muestran en la tabla 3.9.

Tabla 3.9 Fuerzas cortantes en cada tornillo producto de  $F_x$  y  $F_z$ .

Fuerza cortante producto de $F_x$			Fuerza cortante producto de $F_z$		
Tornillo ID	$A_i$ ( $mm^2$ )	$F_c$ (N)	Tornillo ID	$A_i$ ( $mm^2$ )	$F_c$ (N)
1	28.3	4.1	1	28.3	6.7
2	28.3	4.1	2	28.3	6.7
3	7.1	1.0	3	7.1	1.7
4	7.1	1.0	4	7.1	1.7
5	7.1	1.0	5	7.1	1.7
6	7.1	1.0	6	7.1	1.7

Usando la ecuación se determina la fuerza cortante que es generada por el momento torsor del motor.

$$F_{cm} = \frac{Mt \times d_i \times A_i}{I} \quad (3.43)$$

La fuerza cortante en cada tornillo se muestra en la tabla 3.10.

Tabla 3.10 Fuerzas cortantes en cada tornillo producto de  $Mt$

Fuerza cortante producto de $Mt$			
Tornillo ID	$d_i$ (mm)	$A_i$ (mm <sup>2</sup> )	$F_c$ (N)
1	60	28.3	2.5
2	60	28.3	2.5
3	7.5	7.1	0.1
4	7.5	7.1	0.1
5	7.5	7.1	0.1
6	7.5	7.1	0.1

En la tabla 3.11 se muestran las direcciones de las fuerzas normales y la existencia de fuerzas cortantes en cada tornillo producto de las fuerzas y momentos generados por el peso y el torque del motor.

Tabla 3.11 Dirección de fuerzas en el sistema 2

Evaluación de dirección de fuerzas en los tornillos del sistema móvil						
Fuerzas y Momentos	Momento Flector en x	Momento Flector en z	Fuerza en el eje y	Fuerza en el eje x	Fuerza en el eje z	Momento Torsor
Tipo de Fuerza	Fuerza Normal	Fuerza Normal	Fuerza Normal	Fuerza cortante	Fuerza cortante	Fuerza cortante
Tornillo ID	Compresión /Tracción	Compresión /Tracción	Compresión /Tracción	Cortante	Cortante	Cortante
1	Tracción	o	Compresión	Si	Si	Si
2	o	Tracción	Compresión	Si	Si	Si
3	Tracción	Tracción	Compresión	Si	Si	Si
4	Tracción	Compresión	Compresión	Si	Si	Si
5	Compresión	Tracción	Compresión	Si	Si	Si
6	Compresión	Compresión	Compresión	Si	Si	Si

En cada tornillo va a existir una fuerza normal y cortante. Estas fuerzas van a dar una única fuerza resultante usada para poder evaluar la resistencia de los tornillos la cual es hallada con la ecuación 3.44.

Se va a necesitar hallar la fuerza resultante cortante, por lo que se va a hallar primero una fuerza resultante de las fuerzas en x y z. Esta fuerza resultante se va a sumar con la fuerza cortante que genera el momento torsor para dar una fuerza cortante

resultante y la ecuación para hallarla es la 3.45. En el caso de las fuerzas normales, estas se suman de acuerdo a la dirección de la fuerza para dar una fuerza normal total.

$$F_R = \sqrt{F_N^2 + F_{cR}^2} \quad (3.44)$$

$$F_{cR} = \sqrt{F_{cx}^2 + F_{cz}^2 + F_{cm}} \quad (3.45)$$

La tabla 3.12 muestra en resumen las fuerzas normales, cortantes y la resultante en cada tornillo. Basado en los resultados, el tornillo 1 es el que presenta la fuerza mayor resultante entre todos los tornillos por lo que se va a hacer un análisis de resistencia de este.

Tabla 3.12 Fuerzas resultantes en cada tornillo del sistema 2

Fuerzas resultantes en cada tornillo			
Tornillo ID	$F_N$ (N)	$F_c$ (N)	$F_R$ (N)
1	10.2	8.7	13.47
2	5.5	8.7	10.32
3	0.1	1.6	1.65
4	-0.3	1.6	1.67
5	-0.6	1.6	1.76
6	-1.1	1.6	1.96

Primero se halla la constante de rigidez ( $C_t$ ) del tornillo 1 el cual es un tornillo hexagonal M6x 20 mediante la ecuación 3.46. Para ello se debe conocer los valores de  $c_1$ ,  $c_2$ ,  $c_3$ ,  $c_4$  y  $c_5$  que se obtienen de las ecuaciones 3.46, 3.47, 3.48, 3.49 y 3.50. Para hallar estas constantes se tiene que conocer datos del tornillo como su  $d_t$  que es 6 mm,  $L_2$  es 3 mm,  $L_3$  es 3 mm y  $d_3$  es 4.9 mm. Finalmente se obtiene que el valor del  $C_t$  es  $3.6 \times 10^5$  N/mm.

$$C_t = \frac{1}{\frac{1}{c_1} + \frac{1}{c_2} + \frac{1}{c_3} + \frac{1}{c_4} + \frac{1}{c_5}} \quad (3.46)$$

$$c_1 = \frac{Et \times \pi \times d_t^2}{4 \times L_1} \quad (3.47)$$

$$c2 = \frac{Et \times \pi \times d_t^2}{4 \times L2} \quad (3.48)$$

$$c3 = \frac{Et \times \pi \times d_3^2}{4 \times L3} \quad (3.49)$$

$$c4 = \frac{Et \times \pi \times d_3^2}{4 \times L4} \quad (3.50)$$

$$c5 = \frac{Et \times \pi \times d_t^2}{4 \times L5} \quad (3.51)$$

Después de haber hallado el  $C_t$ , se halla el  $C_p$  de las placas. Para ello se identifica el tipo de comportamiento que va a tener el tornillo 1 en este sistema usando la fórmula 3.52.

$$Dmax = d_1 + w \times Lp \times tgy \quad (3.52)$$

Dónde:

$$tgy = 0.348 + 0.013 \times \ln(\beta L) + 0.193 \times \ln(\varepsilon) \quad (3.53)$$

$$\beta L = \frac{Lp}{d_1} \quad (3.54)$$

$$\varepsilon = \frac{Dext}{d_1} \quad (3.55)$$

Sabiendo que en el tornillo 1 el  $d_1$  es 10 mm.  $Lp$  es 20 mm, el  $Dext$  es 40 mm.  $tgy$  es 0.62 y  $dg$  es 6.6 mm, se reemplazan estos valores en las ecuaciones 3.53, 3.54 y 3.55 y se encuentra que  $Dmax$  es 35 mm mediante la ecuación 3.52.

Se cumple que  $Dext$  es mayor que  $Dmax$  por lo que para hallar el  $C_p$  de las placas se utiliza la ecuación 3.56. Esta ecuación es dada según norma VDI 2230.

$$Cp = \frac{w * Ep * dg * tgy}{2 \times \ln \left[ \frac{(d1 + dg) * (d1 + w * Lp * tgy - dg)}{(d1 - dg) * (d1 + w * Lp * tgy + dg)} \right]} \quad (3.56)$$

Al reemplazar los valores hallados en la ecuación 3.56 se encuentra que el valor de  $C_p$  es  $2.5 \times 10^5 \text{ N/mm}$ .

Como las uniones van a estar sometidas a esfuerzos variantes en el tiempo, se tiene que analizar su comportamiento frente a estas variaciones de fuerzas. Las componentes de las fuerzas exteriores sobre el tornillo y las placas tienen las mismas variaciones de esfuerzos. Para hallar estas fuerzas exteriores en el tornillo y en las placas se usan las ecuaciones 3.57 y 3.58.

$$F_{ext/t} = \left( \frac{C_t}{C_t + C_p} \right) \times F_{ext} \quad (3.57)$$

$$F_{ext/p} = \left( \frac{C_p}{C_t + C_p} \right) \times F_{ext} \quad (3.58)$$

Se asume que el  $F_R$  es la  $F_{ext}$  para simplificar los cálculos y al reemplazar en las ecuaciones 3.57 y 3.58 se encuentra que  $F_{ext/t}$  y  $F_{ext/p}$  son 9.6 N y 6.7 N respectivamente.

Ahora se verifica los tornillos si fallan por fatiga y para ello se usa la norma VDI 2230 en el que se debe cumplir que el factor de seguridad  $FS$  tiene que ser mayor que 1.2 como se muestra en la ecuación 3.59.

$$FS = \frac{\sigma_A}{\sigma_{at}} \geq 1.2 \quad (3.59)$$

Dónde:

$$\sigma_{at} = \frac{F_{exts} - F_{exti}}{2 \times A_s} \quad (3.60)$$

$$A_s = \frac{\pi \times d_s^2}{4} \quad (3.61)$$

$$d_s = \frac{d_t + d_3}{2} \quad (3.62)$$

Por información del manual del tornillo se sabe que  $d_t$  es 6 mm y  $d_3$  es 4.9 mm. Al reemplazar los datos en las ecuaciones 3.60, 3.61 y 3.62 se encuentra que  $\sigma_{at}$ ,  $A_s$  y  $d_s$

son  $0.26 \text{ N/mm}^2$ ,  $23.3 \text{ mm}^2$  y  $5.5 \text{ mm}$ . Para hallar  $\sigma_A$  se utiliza la ecuación 3.63 cuyo valor es  $59.5 \text{ N/mm}^2$ .

$$\sigma_A = 0.85 x \left( \frac{150}{d_t} + 45 \right) \quad (3.63)$$

Finalmente, los valores de  $\sigma_A$  y  $\sigma_{at}$  se reemplazan en la ecuación 3.59 y se encuentra que el tornillo no fallaría porque  $\sigma_A/\sigma_{at}$  es 228 que es mayor a 1.2.

### 3.3.4. Verificación de los pasadores junta universal y actuador.

Al unir los actuadores con las juntas universales LoveJoy se requiere unos pasadores transversales, se considera hacerlas de St 37. Para pasadores transversales en tirante se sigue las siguientes verificaciones.

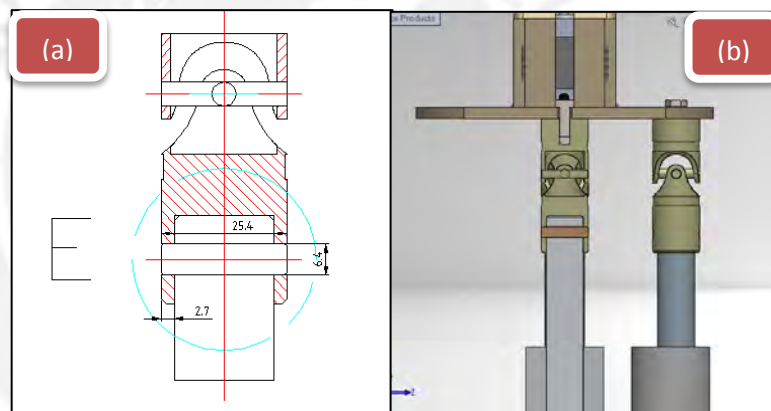


Figura 3.23 (a) Clavija usada en la unión del actuador con la junta universal. (b) Sección transversal y perpendicular de la clavija.

**Verificación por flexión asumiendo cargas puntuales.** Con la fuerza del actuador máximo  $F_a$  que es igual a  $62 \text{ N}$  y los valores de  $b$  y  $t_1$  que son  $20$  y  $2.7 \text{ mm}$  respectivamente se reemplazan en la ecuación 3.64 y se halla que el  $M_{fmax}$  es  $348 \text{ N.mm}$ . Con este valor y el diámetro de la clavija ( $d_{cl}$ ) que es  $6.4 \text{ mm}$  se halla el esfuerzo flector máximo  $\sigma_{fmax}$  reemplazando estos valores en la ecuación 3.65, resultando  $13.5 \text{ N/mm}^2$ .

$$M_{fmax} = \frac{F_a * (b + t_1)}{4} \quad (3.64)$$

$$\sigma_{fmax} = \frac{32 * Mfmax}{\pi * d_{cl}^3} \quad (3.65)$$

Siendo la clavija de un material St 37 cuyo esfuerzo admisible ( $\sigma_{Adm}$ ) 35 N/mm<sup>2</sup> en cargas alternantes y reemplazando en la ecuación 3.66, se cumple que no falla.

$$\sigma_{fmax} \leq \sigma_{Adm} \quad 13.5 \leq 35 \text{ N/mm}^2 \quad (3.66)$$

**Verificación por corte.** Con la fuerza del actuador máxima  $Fa$  que es igual a 62 N primeramente se halla la fuerza cortante promedio ( $F_{cp}$ ) usando la ecuación 3.67. Después se halla el esfuerzo cortante promedio ( $\tau_{cp}$ ) usando la ecuación 3.68.

$$F_{cp} = \frac{Fa}{2} = 31 \text{ N} \quad (3.67)$$

$$\tau_{cp} = \frac{4 * F_{cp}}{\pi * d_{cl}^2} = 0.96 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \quad (3.68)$$

El esfuerzo admisible de corte ( $\tau_{Adm}$ ) de un acero St 37 es 25 N/mm<sup>2</sup> en cargas alternantes. Finalmente usando la ecuación 3.69, se comprueba que el esfuerzo cortante promedio es menor que el admisible y por ende no falla.

$$\tau_{cp} \leq \tau_{Adm} \quad 0.96 \leq 25 \text{ N/mm}^2 \quad (3.69)$$

**Verificación por aplastamiento.** Para que no falle por aplastamiento, la clavija debe cumplir la condición de la ecuación 3.70. El material de la junta universal donde la clavija va a ejercer presión es un St 60. Su presión admisible para cargas alternantes ( $p_{AdmSt60}$ ) es 60 N/mm<sup>2</sup>. Y para hallar la presión ejercida en la clavija ( $p_1$ ) se utiliza la ecuación 3.71. Al reemplazar valores en la ecuación 3.70 se observa que se satisface la condición.

$$p_1 \leq p_{AdmSt60} \quad 1.9 \leq 60 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \quad (3.70)$$

$$p_1 = \frac{Fa}{2 * t_1 * d_{cl}} = 1.9 \text{ N/mm}^2 \quad (3.71)$$

Se debe verificar también la resistencia a la presión en el material del vástago del actuador donde la clavija va a ejercer presión. Para verificar la resistencia a la presión del vástago, se debe cumplir la condición de la ecuación 3.72. Para ello se haya la presión en el vástago ( $p_2$ ) usando la ecuación 3.73. Y como el vástago es de material de aluminio por tablas se sabe que su presión admisible para cargas alternantes ( $p_{AdmAl}$ ) es  $5 \text{ N/mm}^2$ . Se comparan estos valores y se cumple la condición de la ecuación 3.72.

$$p_2 \leq p_{AdmAl} \quad 0.48 \leq 5 \frac{N}{\text{mm}^2} \quad (3.72)$$

$$p_2 = \frac{Fa}{b * d_{cl}} = 0.48 \frac{N}{\text{mm}^2} \quad (3.73)$$

### 3.3.5. Soporte central que une la plataforma móvil y la plataforma fija.

Se necesita un punto en el cual pivotee la plataforma móvil, por lo que se ha considerado colocar un tubo circular que permite unir el centro de la plataforma móvil superior con la plataforma fija, de ésta forma se controla el movimiento en dos grados de libertad y permite realizar los movimientos de pronación, supinación, flexión radial y flexión cubital de manera conjunta.

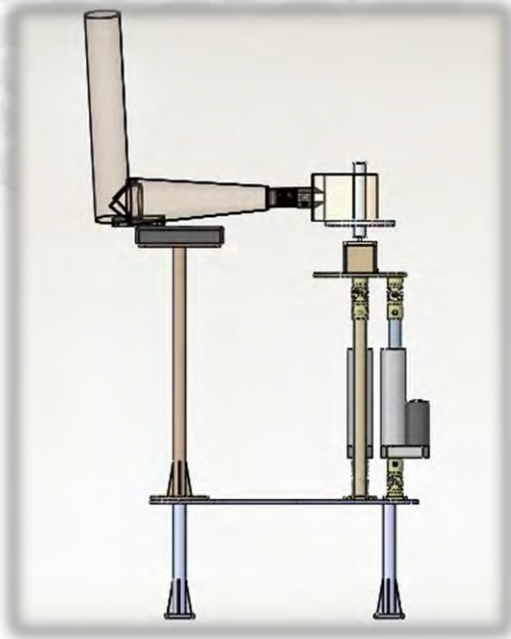


Figura 3.24 Posición del soporte central entre las dos superficies.

Como se ve en la figura 3.25, el tubo fijado entre las dos plataforma es el centro de pivoteo para la articulación de los movimientos del sistema móvil. La unión en la parte inferior es por medio de 2 tornillos y en la parte superior por una clavija unido a la junta LoveJoy.

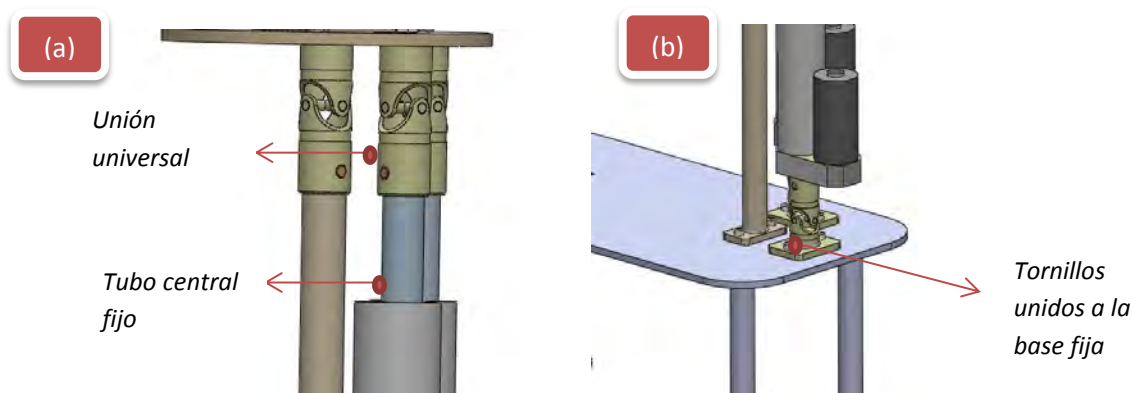


Figura 3.25 (a) Unión entre soporte central y unión universal. (b) Unión soporte central y base fija mediante tornillos.

### 3.3.6. Verificación de las uniones atornilladas inferiores

Al analizar la resistencia de los tornillos asentados en la base fija, se tiene que trasladar las fuerzas del peso a la posición de máximos esfuerzos en el centro del soporte central. El sistema que conforma la plataforma móvil, el soporte mano, la caja del motor, el motor, las juntas universales superiores y la mano del paciente se va a llamar sistema 3. Se pretende verificar la resistencia de los elementos de unión, en este caso tornillos inferiores los cuales están sometidos a fuerzas variables en el tiempo.

Se traslada la fuerza del peso, que tiene un valor de 28 N, al centro de gravedad, que es 405.1 mm, el cual se encuentra entre los tornillos que unen la plataforma fija con el soporte central del sistema. Hay que tener presente que se adiciona las fuerzas verticales de los pesos de los actuadores y del soporte central. Las fuerzas del peso de los actuadores van a generar momentos flectores en x y z. En la figura 3.26 se muestra las fuerzas y momentos presentes en el CG3.

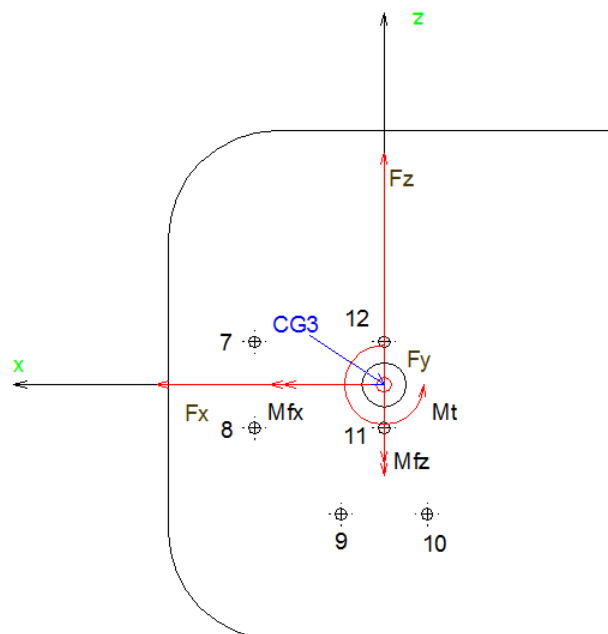


Figura 3.26 Diagrama de cargas que genera el peso del sistema 3 al ser trasladado al CG3.

En la tabla 3.13 se muestran los valores de las fuerzas y momentos que se generan al trasladar el peso del sistema 3 al CG3.

Tabla 3.13 Valores de fuerzas y momentos en el CG3.

*Análisis de fuerzas cuando el centro de gravedad está en la base fija*

Valores de fuerzas y momentos para el análisis en el sistema 3		
Notación	Valor	Unidades
$F_x$	13.9	N
$F_y$	41.3	N
$F_z$	22.9	N
$M_{fx}$	10114.4	N.mm
$M_{fz}$	6526.0	N.mm
$M_t$	300.0	N.mm

En la tabla 3.14 tenemos las características y datos relevantes de cada tornillo unido a la base fija. Estos valores van a ser reemplazados en las ecuaciones correspondientes para hallar los esfuerzos normales en cada tornillo.

En la tabla 3.15 se muestran las direcciones de las fuerzas normales y fuerzas cortantes producto de las fuerzas y momentos generados por todos los componentes que se han unidos por medio de tornillos a la base fija.

Las fuerzas normales en cada tornillo producto de los momentos flectores  $M_x$  y  $M_z$  y de la fuerza normal  $F_y$  se muestran en la tabla 3.16. Las fuerzas cortantes en cada tornillo producto de las fuerzas  $F_x$  y  $F_z$  y del momento torsor  $M_t$  se muestran en la tabla 3.17.

Tabla 3.14 Características de los tornillos unidos a la base fija

Tornillo ID	Descripción	$d$ (mm)	$d_i$ (mm)	$A_i$ (mm <sup>2</sup> )	$A_i \times d_i^2$ (mm <sup>4</sup> )
7	Tornillo cabeza socket M5x20	5	63.3	19.6	78635.2
8	Tornillo cabeza socket M5x20	5	63.3	19.6	78635.2
9	Tornillo cabeza socket M5x20	5	63.3	19.6	78635.2
10	Tornillo cabeza socket M5x20	5	63.3	19.6	78635.2
11	Tornillo cabeza socket M5x20	5	20	19.6	7850.0
12	Tornillo cabeza socket M5x20	5	20	19.6	7850.0
			<b>Total</b>	<b>117.8</b>	<b>330240.9</b>

La tabla 3.18 muestra en resumen las fuerzas normales, cortantes y la resultante en cada tornillo. Después de haber determinado cual es el tornillo que presenta mayor fuerzas resultantes que en este caso es el 7, se analiza dicho tornillo para ver si falla o no.

Tabla 3.15 Evaluación de la dirección de las fuerzas en los tornillos de la base fija.

Evaluación de dirección de fuerzas en los tornillos del sistema móvil						
Fuerzas y Momentos	Momento Flector en x	Momento Flector en z	Fuerza en el eje y	Fuerza en el eje x	Fuerza en el eje z	Momento Torsor
Tipo de Fuerza	Fuerza Normal	Fuerza Normal	Fuerza Normal	Fuerza cortante	Fuerza cortante	Fuerza cortante
<b>Tornillo ID</b>	<i>Compresión /Tracción</i>	<i>Compresión/ Tracción</i>	<i>Compresión/ Tracción</i>	<i>Cortante</i>	<i>Cortante</i>	<i>Cortante</i>
<b>7</b>	Compresión	Compresión	Compresión	Si	Si	Si
<b>8</b>	Tracción	Compresión	Compresión	Si	Si	Si
<b>9</b>	Tracción	Compresión	Compresión	Si	Si	Si
<b>10</b>	Tracción	Tracción	Compresión	Si	Si	Si
<b>11</b>	Tracción	o	Compresión	Si	Si	Si
<b>12</b>	Compresión	o	Compresión	Si	Si	Si

Primero se halla la constante de rigidez ( $C_t$ ) del tornillo 7 el cual es un tornillo hexagonal M5x 20. Sabiendo que su  $d_t$  es 5 mm,  $L_2$  es 4 mm,  $L_3$  es 20 mm y  $d_3$  es

4.019 mm, estos datos se reemplazan en las ecuaciones 3.46, 3.47, 3.48, 3.49, 3.50 y 3.51 y finalmente se halla el valor del  $C_t$  el cual es  $9.7 \times 10^4 \text{ N/mm}$ .

Tabla 3.16 Valores de las fuerzas normales en los tornillos de la base fija.

Resumen de fuerzas normales en el sistema 3					
Tornillo ID	$d_i$ (mm)	$A_i$ (mm <sup>2</sup> )	$M_{fx} : F_N$ (N)	$M_{fz} : F_N$ (N)	$F_y : F_N$ (N)
7	63.3	19.6	38.0	24.5	22.2
8	63.3	19.6	38.0	24.5	22.2
9	63.3	19.6	38.0	24.5	22.2
10	63.3	19.6	38.0	24.5	22.2
11	20	19.6	12.0	7.8	7.0
12	20	19.6	12.0	7.8	7.0

Tabla 3.17 Valores de las fuerzas cortantes en los tornillos de la base fija.

Resumen de fuerzas cortantes en el sistema 3					
Tornillo ID	$d_i$ (mm)	$A_i$ (mm <sup>2</sup> )	$F_x : F_c$ (N)	$F_z : F_c$ (N)	$M_t : F_c$ (N)
7	63.3	19.6	7.5	12.3	1.1
8	63.3	19.6	7.5	12.3	1.1
9	63.3	19.6	7.5	12.3	1.1
10	63.3	19.6	7.5	12.3	1.1
11	20	19.6	2.4	3.9	0.4
12	20	19.6	2.4	3.9	0.4

Tabla 3.18 Valores de las fuerzas resultantes en cada tornillo de la base fija.

Fuerzas resultantes en cada tornillo en el sistema 3			
Tornillo ID	$F_N$ (N)	$F_c$ (N)	$F_R$ (N)
7	-84.8	15.5	86.21
8	-8.7	15.5	17.82
9	-8.7	15.5	17.82
10	40.4	15.5	43.28
11	-5.0	4.9	7.01
12	-19.0	4.9	19.66

Después de hallar el  $C_t$ , se halla el  $C_p$  de las placas. Primero, se identifica qué tipo de comportamiento va a tener el tornillo 7 en el sistema 3. Para ello se halla el  $D_{max}$  usando la ecuación 3.52, resultando ser igual a 15.3 mm. Después se compara este valor con su  $D_{ext}$  el cual es dato y se encuentra en las especificaciones del tornillo y cuyo valor es de 38.7. Finalmente se cumple que  $D_{ext}$  es mayor que  $D_{max}$  por lo que

el  $C_p$  de las placas es calculado usando la ecuación 3.56. Al ser reemplazado los valores en la ecuación 3.56 se encuentra que el valor del  $C_p$  es  $1.3 \times 10^5$  N/mm.

Como las uniones van a estar sometidos a esfuerzos variantes en el tiempo, se tiene que analizar el comportamiento frente a estas variaciones de esfuerzos. Para comprobar si fallan o no los tornillos se usa la ecuación 3.59 en el que vamos a obtener un factor de seguridad producto de la división entre  $\sigma_{at}$  y  $\sigma_A$  que tiene que ser mayor al recomendado el cual es 1.2.

Al hallar  $\sigma_{at}$  se necesita primero encontrar la fuerza exterior sobre el tornillo  $F_{ext/t}$ , para ello se usa la ecuación 3.57. Al reemplazar los datos obtenidos se encuentra que  $F_{ext/t}$  es igual a 49.5 N que se consideró como fuerza alternante superior sobre el tornillo ( $F_{exts}$ ). Este valor es usado en la ecuación 3.60 junto a la fuerza normal en el tornillo 7 que es la fuerza alternante inferior igual a 22.2 N. Al reemplazar estos valores en la ecuación 3.60 obtenemos que  $\sigma_{at}$  es igual a 2.2 N/mm<sup>2</sup>.

Para hallar  $\sigma_A$  se usa la ecuación 3.63 porque el tornillo es laminado antes del tratamiento térmico y al reemplazar los valores correspondientes se encuentra que su valor es 63.8 N/mm<sup>2</sup>.

Finalmente, los valores de  $\sigma_A$  y  $\sigma_{at}$  se reemplazan en la ecuación 3.59 y se encuentra que el tornillo 7 no fallaría porque  $\sigma_A/\sigma_{at}$  es 28.5 el cual es mayor que 1.2.

### 3.4. Diseño del soporte fijo y del soporte del brazo

En el diseño del soporte fijo y del brazo, se tomó como consideración la comodidad del paciente así como las dimensiones adecuadas para que las personas discapacitadas tengan el mayor confort posible.

#### 3.4.1 Soporte fijo

Al diseñar el soporte fijo, en primer lugar se tuvo en consideración que iba a soportar los elementos que permiten el movimiento del soporte de mano y además el soporte del brazo.

Se pueden identificar 2 partes en el soporte. La zona donde se va a unir el soporte móvil de la mano y la zona donde se une el soporte fijo del brazo. La base general se realizó de una plancha ASTM A36 de espesor de 6mm. En la parte inferior se va a soldar las patas cuadrangulares junto con 4 cartelas en cada pata para darle estabilidad al sistema como se muestra en la figura 3.27.

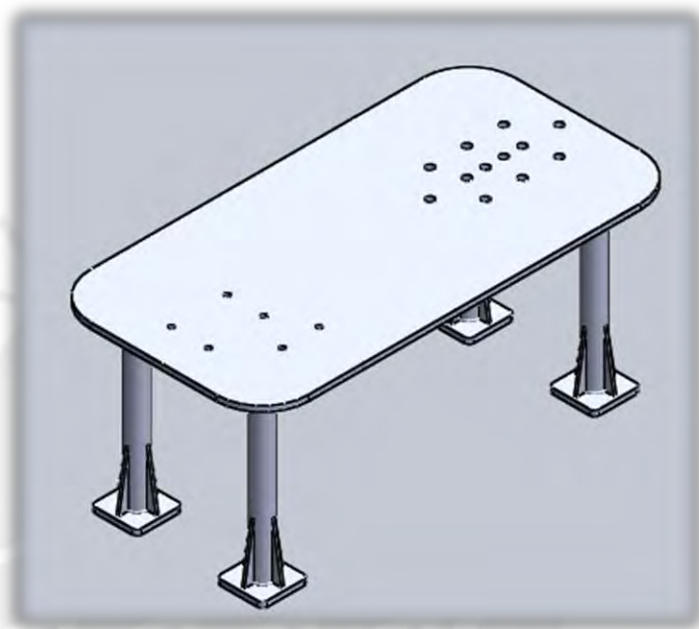


Figura 3.27 Soporte fijo.

Se va a hacer 12 agujeros en el soporte fijo para el soporte del brazo. Cada par de agujeros dista del otro a 40 mm, esto permite regular el posicionamiento del brazo como se muestra en la figura 3.28 (b). Ésta nos da una regulación de 12 cm según el requerimiento de la persona. Esta plataforma horizontal se puede desplazar por estos orificios fijándolo a través de tornillos M8x25.

#### 3.4.2. Soporte del brazo

Se va a colocar una plataforma de aluminio unida por 2 tornillos sockets M5 con la base soporte del brazo. Esta plataforma tiene 4 huecos rectangulares por donde va a pasar correas elásticas que unen el brazo del paciente y la plataforma de aluminio para darle mayor estabilidad y confort al paciente como se muestra en la figura 3.29.

Adicionalmente se ha previsto colocar una almohadilla a la plataforma de aluminio, permitiendo que la superficie sea más blanda y darle mayor comodidad al paciente como se muestra en la figura 3.30. Y la figura 3.31 muestra de manera general como sería la posición de la persona que usaría esta máquina.

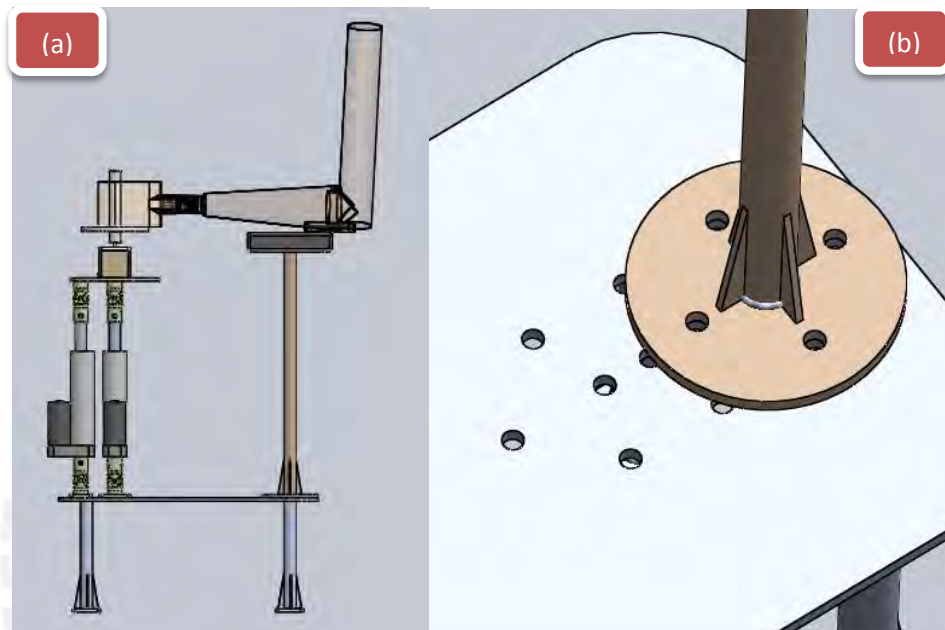


Figura 3.28 (a) Ensamble entre los tornillos y la plataforma horizontal. (b) Disposición del desplazamiento del soporte del brazo.

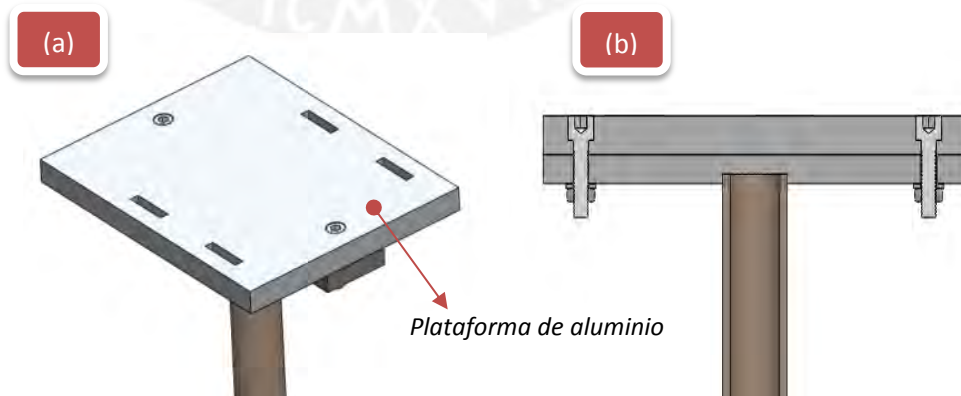


Figura 3.29 (a) Esquema de la unión entre el tubo soporte brazo, con la base del soporte brazo y la plataforma de aluminio (b) Corte transversal de la figura (a) donde se aprecia los tornillos, tuercas y arandelas.

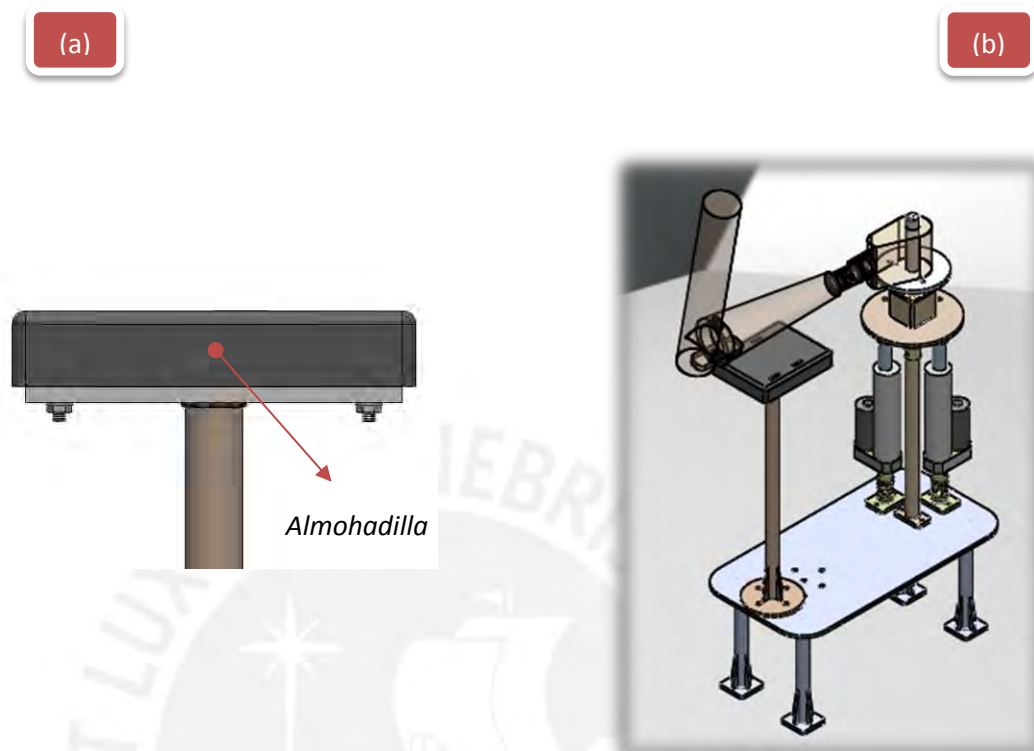


Figura 3.30 (a) Ensamble del soporte brazo con almohadilla. (b) Ensamble general del sistema.

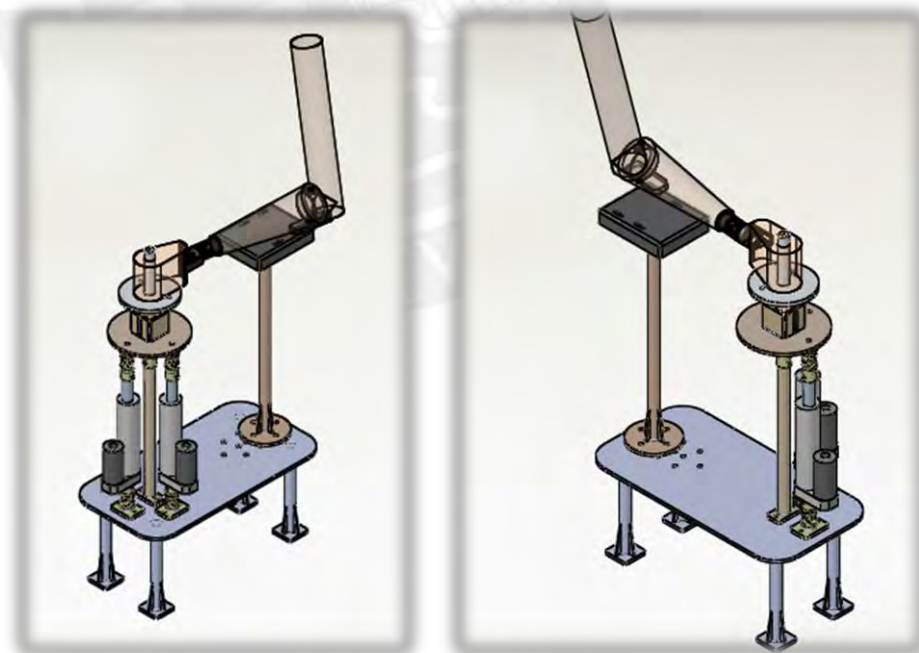


Figura 3.31 Posición general de una persona usando la máquina de rehabilitación de la muñeca.

## CAPÍTULO 4

### PLANOS Y ESTIMACIÓN DE COSTOS

En este capítulo se detalla la simbología usada para designar los planos que han resultado del diseño óptimo de la máquina de rehabilitación de la muñeca. Además se realiza un análisis de los costos para la fabricación del equipo. Se indican los costos de los materiales a emplear para su fabricación, los costos de los componentes para su funcionamiento, el costo de manufactura, el costo de diseño e instalación.

#### 4.1. Simbología y lista de planos.

Los planos se enumeran de acuerdo a la simbología descrita en la tabla siguiente.

Tabla 4.1 Lista y descripción de los planos de los componentes de la máquina

N°	Código del plano	Descripción
1	EN - REHA - A0	Plano de ensamble de máquina rehabilitadora de muñeca
2	DES - BF - A3	Plano de despiece de la base fija
3	DES - BM - A3	Plano de despiece de la plataforma móvil superior
4	DES - PS - A3	Plano de despiece del pasador
5	DES - T - A3	Plano de despiece de la tapa motor
6	DES - SM - A3	Plano de despiece soporte mano
7	DES - SVB - A3	Plano de despiece soporte brazo
8	DES - JU1 - A3	Plano de despiece de la junta universal actuador
9	DES - JU2 - A3	Plano de despiece de la junta universal base
10	DES - SC - A3	Plano de despiece soporte base brazo
11	DES - CM - A3	Plano de despiece soporte base brazo
12	ESQ - 3D - A3	Plano de esquema de la máquina en 3D

Se toma de ejemplo EN - MRM - A0 para describir mejor el plano. EN hace referencia al tipo de plano, para éste caso es ensamble. DES es despiece y ESQ es esquema.

MRM indica el elemento del cual se va a hacer el plano, en éste caso es de la máquina rehabilitadora de la muñeca. Y por último A0 indica el tamaño de la lámina.

#### 4.2. Costos de fabricación

Es muy importante estimar el costo del producto, por lo que se toma las siguientes consideraciones para estimar el precio total del equipo.

- El conglomerado de costos de fabricación varía de acuerdo a la maquinaria, proceso de manufactura, material, personal que existe en cada empresa, ubicación de la empresa.
- Los actuadores eléctricos, el motor eléctrico de pasos y las juntas universales no se fabrican en nuestro medio, pero hay distribuidores que puede proporcionarnos, con un recargo adicional de envío.
- Los costos por proceso varían según el tipo de operación, el corte o soldadura varía por la cantidad de metros lineales, y el taladrado depende del diámetro del agujero y número de agujeros.
- El costo de diseño se toma un valor del 10 % del costo de manufactura.
- El costo por instalación mecánica, es decir montaje y ensamble de los equipos, se ha considerado del 5 % por ser una estructura de pocas partes y liviana.
- Los costos por procesos se describe a continuación, haciendo referencia a los costos que se manejan actualmente en el mercado peruano.

Corte:	1.5 \$	por metro lineal.
Taladrado:	0.5 \$	por agujero menor a 5 mm de diámetro
	1 \$	por agujero mayor a 5 mm de diámetro.
Soldadura:	10 \$	por metro lineal.
Fresado:	25 \$	por hora.
Torno:	15 \$	por hora.
Limpieza:	8 \$	por hora hombre

En el proceso de zunchado se debe considerar el calentamiento del horno hasta la temperatura requerida y el ensamble del mismo. Se considera 10 \$ por el zunchado del

soporte de la mano. El presupuesto se presenta en la tabla siguiente (Estos costos incluyen IGV).

Tabla 4.2 Presupuesto total para la manufactura de la máquina.

Estructura de Costos					
N°	Cantidad	Descripcion	Unidad	Precio Unitario (US \$)	Precio Total (US \$)
1	1	BASE FIJA: Fabricada de acero ASTM A36, incluye costo de corte, soldadura, taladrado y fresado.	Pza	150	150
2	1	BASE MÓVIL: Incluye la caja del motor y los costos de corte, soldadura y taladrado.	Pza	80	80
3	3	JUNTA UNIVERSAL LOVEJOY MODELO 6D: Incluye costo de taladrado.	Pza	20	60
4	2	JUNTA UNIVERSAL LOVEJOY MODELO 6D: Incluye base y costos de corte, taladrado y soldadura.	Pza	30	60
5	1	MOTOR DE PASOS NEMA 17 MODELO STP MTR 17048 MARCA SURESTEP. Torque de eje detenido 0.59 N.m . Corriente nominal 2 A /fase, peso 210 gr.	Pza	517	517
6	2	ACTAUDOR ELÉCTRICO SKF MODELO CAHB -SERIE 2. Longitud de carrera 100 mm. Fuerza 240 N. Velocidad 24-30 mm/s. Voltaje 12 a 24 VCD. Peso 1.5 kg.	Pza	580	1160
7	1	SOPORTE MANO: Incluye costo de corte, taladrado, torneado y zunchado.	Pza	60	60
8	1	TAPA DEL MOTOR: Incluye costos de corte y taladrado.	Pza	30	30
9	1	SOPORTE BRAZO: Incluye costos de corte, soldadura y taladrado.	Pza	50	50
10	1	SOPORTE BASE BRAZO: Incluye costos de corte, taladrado y fresado.	Pza	80	80
11	2	TORNILLOS SOCKET M5X16: Incluye arandelas y tuercas.	Pza	1.5	3
12	2	TORNILLOS HEXAGONALES M5X25	Pza	1.5	3
13	1	TORNILLOS SOCKET M3 X 6	Pza	1.5	1.5
14	8	TORNILLOS SOCKET M1.6 X 12	Pza	1	8
15	10	TORNILLOS SOCKET M5X14: Incluye arandelas y tuercas.	Pza	2	20
16	1	TORNILLOS SOCKET M3 X 10	Pza	1.5	1.5
17	2	TORNILLOS HEXAGONALES M6X20: Incluye arandelas y tuercas.	Pza	2	4
18	4	TORNILLOS SOCKET M3 X 16	Pza	1.5	6
				<b>TOTAL</b>	<b>2294.0</b>

El costo total manufacturado es de 2294.0 \$.

El costo por el diseño del proyecto es del 20 % del costo total de manufactura igual a 458.8 \$. Este costo representa el tiempo dedicado en el planeamiento y diseño del proyecto que duraría entre 2 a 3 meses. El costo por instalación mecánica es del 10 % del costo de manufactura, es igual a 229.4 \$. En total el costo del producto terminado e instalado es de 2982.2 \$.



## OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES

- Como son muy variadas las dimensiones de los brazos y manos de las personas, y en el diseño se han considerado medidas de hombres de 25 años, para otras personas se puede personalizar las dimensiones del equipo modificando algunas medidas de los componentes del mecanismo. Además se puede controlar el posicionamiento y comodidad del brazo del paciente a través de un mueble que permita regular la altura. Las opciones recomendadas también para regular la altura del paciente respecto al mecanismo sería almohadones.
- Se recomienda que el equipo rehabilitador use correas para sujetar la mano y el codo. Esto va a permitir que durante los 6 movimientos que va a realizar la máquina en modo activo, el paciente va a ser sujetado y la transmisión de la fuerza de la máquina al paciente será segura y sin complicaciones.
- Se debe procurar además el desarrollo e implementación de un sistema adecuado de control aparte de las restricciones mecánicas de diseño desarrolladas en la presente tesis, como una medida de seguridad extra y vital parte del equipo para su operación.
- Una recomendación importante para poder apreciar mejor la evolución de los pacientes es la implementación posterior de un sistema de interfaz gráfica que permita al paciente y al terapeuta monitorear el avance del paciente y de la misma manera reducir el índice de deserción de los pacientes que empiezan una rehabilitación usando este mecanismo.
- La fuente que nos permitió obtener valores de las dimensiones de los segmentos del cuerpo humano fue el Instituto Nacional de Salud. La demás información de la muñeca como esfuerzos máximos que resiste además de giros máximos fueron obtenidas por investigaciones científicas del extranjero.
- Tener la asesoría y recomendaciones de un especialista en rehabilitación de la muñeca para la operación del mecanismo es importante puesto que el umbral

de dolor es subjetivo y varía de acuerdo a cada individuo dependiendo de circunstancias propias de la persona. Se entiende que la tecnología es un medio para mejorar la confiabilidad de los diagnósticos pero no van a reemplazar a los especialistas. Por ello, la capacitación de más profesionales de la salud en la utilización de tecnología disruptiva es importante para mejorar las atenciones que se realizan a los pacientes y que su recuperación sea más rápida.

- La almohadilla colocada en el soporte base brazo es muy importante para la comodidad del paciente, el brazo tiene que estar sujeto con correas unidas a la base soporte brazo, de tal manera que no incomode su movilidad.
- Es importante pintar los componentes con una pintura epóxica para poder asegurar la duración de los componentes ante la corrosión de los mismos en ambientes con alta concentración de humedad como son los hospitales o centros de rehabilitación en la zona costera.
- Es importante que el paciente este sentado en una silla de altura regulable para que el paciente pueda estar en una posición de confort cuando se realice la rehabilitación. Adicionalmente la silla debe estar a nivel del suelo al igual que el equipo rehabilitador.
- La superficie del soporte del brazo del rehabilitador de la muñeca se encuentra a 67.6 cm sobre el nivel del piso y la longitud del brazo de una persona con estatura igual a la media de la población peruana es de 39.6 cm. Por ello, el paciente se va a sentar en un mueble de aproximadamente 76.1 cm de altura y de esta manera poder estar en una posición cómoda para que se realice la rehabilitación.

## CONCLUSIONES

- Basándonos en el trabajo realizado, se concluye que es posible diseñar un equipo para la rehabilitación de la muñeca usando mecanismos paralelos basándonos en la contextura física de personas del Perú cuya estatura promedio es de 1,57 m. Las dimensiones de este equipo son: alto igual a 783 mm, longitud 427.7 mm y ancho 236 mm. Para lograr las dimensiones obtenidas se usaron actuadores eléctricos lineales pequeños disponibles en el mercado. Un motor de pasos que permite asegurar todos los movimientos de la muñeca. Además de conectores y uniones soldadas y atornilladas.
- Existen varias configuraciones de sistemas en paralelos que se pueden usar para para realizar los movimientos complejos de la muñeca, pero el más óptimo económicamente y técnicamente hablando es el que se ha usado en este trabajo. Este mecanismo es un sistema que tiene tres grados de libertad cuya arquitectura se denota como un 2-UPU (R). Este sistema cuenta con cadenas cinemáticas formadas por uniones universales en los extremos con dos actuadores lineales (UPU) y una restricción pasiva (R). Esta cadena cinemática permitió lograr los movimientos de flexión-extensión y supinación-pronación. Para obtener el movimiento de flexión radial-flexión se usó un motor de pasos libre de la cadena cinemática y que permite obtener los tres movimientos requeridos. Se concluye que el equipo diseñado usando la configuración mencionada de mecanismos en paralelo cumple con las exigencias técnicas y económicas planteadas en el capítulo 2.
- El mecanismo permite abarcar un rango de movimiento limitado a  $55^\circ$  en pronación y  $55^\circ$  en supinación, lo cual cumple los requerimientos de movimientos fisiológicos de la muñeca. Este rango de movimiento se logró mediante la ubicación adecuada de los elementos de unión entre los servomotores eléctricos lineales, el motor de pasos y la plataforma móvil y la base fija. Además, con ayuda de un sistema de control será posible obtener posiciones intermedias precisas que son requeridos en el proceso de rehabilitación del paciente.

- Se ha determinado que los factores de seguridad que se han encontrado cuando se verifica la resistencia de los componentes del equipo rehabilitador es alto y nos confirma la seguridad y selección adecuada de los materiales y tipos de uniones en el equipo. Teniendo en cuenta las terapias pasivas y activas a realizarse mediante la tecnología del sistema de accionamiento seleccionado que abarcan componentes como servomotores eléctricos lineales y el motor de paso; los cuales pueden generar tanto una fuerza motriz, como fuerzas resistentes; se concluye gracias a los cálculos realizados en el capítulo 2, que el equipo rehabilitador no va a fallar y va a ser confiable.
- La información encontrada durante la investigación del estado del arte proviene de fuentes extranjeras, ya que en el país no se halla literatura similar donde se ha realizado investigaciones de manera detallada sobre la muñeca. Por ello se concluye que en el Perú existe una gran oportunidad para realizar estudios y empezar a generar bases de datos que permitan que futuros proyectos puedan contar con información más adecuada acorde con las características fisiológicas de los peruanos.
- El costo del diseño mecánico del rehabilitador de la muñeca incluyendo los componentes a fabricar, los que se encuentran en el mercado nacional, el ensamble y el desarrollo de ingeniería asciende a 2982 USD incluido IGV. Este costo es para fabricar un solo equipo y tendría que evaluarse el costo por equipo si su fabricación es en escala. Es importante aclarar que se tiene que considerar en futuros trabajos la puesta a punto, la integración con el sistema de control, la interface usuario-máquina y las pruebas subsiguientes para que pueda salir al mercado.
- La utilización de software de ingeniería como SolidWork permitió realizar simulaciones de movimiento del diseño realizado en este trabajo. Al realizar dichas simulaciones se concluyó que el equipo logra cubrir todos los ángulos.

## BIBLIOGRAFÍA

[BARRIENTOS, 1997]. BARRIENTOS, A., PEÑIN, L., BALAGUER, C. y ARACIL, R. Fundamentos de robótica. 1<sup>ed</sup> Madrid: MacGraw-Hill, 1997.

[MERLET, 2006]. MERLET, J. Parallel Robots. 2a ed, Sophia-Antipolis, Frnce. Springer, 2006.

[INS, 2006]. INSTITUTO NACIONAL DE SALUD. Encuesta Nacional de Indicadores Nutricionales, Bioquímicos, Socioeconómicos y Culturales Relacionados con las Enfermedades Crónicas Degenerativas. Centro nacional de alimentación y nutrición

[BBC, 2016]. BBCNews. Honda's new Asimo robot can run, jump and sign  
<http://www.bbc.com/news/technology-28332198>

[SERRACIN, 2006]. SERRACÍN, J., SALTARÉN, R. and ARACIL, R. Los robots paralelos en la rehabilitación médica. Universidad Politécnica de Madrid. 2006.

[REBON, 2017]. REBON, A. Da Vinci un juguete para operaciones quirúrgicas.  
<http://es.blastingnews.com/salud-belleza/2017/02/da-vinci-un-juguete-para-operaciones-quirurgicas-001504769.html>

[TOTH, 2006]. TOTH, A. y ERMOLAEV, I. Robots para los pacientes.

[BOIAN, 2005]. BOIAN, R., BOUZIT, M., BURDEA, G., LEWIS, J. and DEUTSCH, J. Dual Stewart Platform Mobility Simulator. Proceeding of the 2005-IEEE. 9th International Conference on Rehabilitation Robotics. Chicago, IL USA, 2005.

[ATKINSON, 2007]. ATKINSON, R., COUTTS, F. and HASSENKAMP, A. Fisioterapia en Ortopedia: Un enfoque basado en la resolución de problemas. Segunda Edición 2007.

[WILLIAM, 2001]. WILLIAM, E. Técnicas de rehabilitación en la medicina deportiva. Prentice 3<sup>ra</sup> Edición 2001.

[GUTIERREZ, 2006]. GUTIERREZ, A. Valoración de severidad de Lesiones Deportivas en Pacientes Atendidos en la Emergencia del HEODRA. Noviembre 2006.

[BARRIGA, 2008]. BARRIGA, B. Métodos de Diseño en Ingeniería Mecánica. Octavo ciclo. Material de enseñanza. Lima: Pontificia Universidad Católica del Perú.

[WINTER, 2009]. WINTER, D. Biomechanics and Motor Control of Human Movement. Fourth edition. Canada. Wiley

[SURESTEP, 2016]. SURESTEP. Manual de motores de pasos.  
<http://sine.ni.com/nips/cds/view/p/lang/es/nid/203936>

[SKF, 2016]. SKF. Actuadores lineales eléctricos.  
<http://www.skf.com/portal/skf/home/industries?contentId=889973&lang=en>

[DOBROVOLSKI, 1980]. DOBROVOLSKI, V. Elementos de máquinas. Moscú: Ediciones MIR.

[BUDYNAS, 2011]. BUDYNAS, R. y NISBETT, K. Shigley's mechanical engineering design. New York: McGraw-Hill.