

UNIVERSIDAD DE LOS ANDES
FACULTAD DE INGENIERIA
POSTGRADO DE INGENIERÍA BIOMÉDICA



DISEÑO DE UN DISPOSITIVO DE REGISTRO Y EJECUTOR DE
MOVIMIENTOS CONTROLADOS PARA LA REHABILITACION PASIVA DE LA
ARTICULACION DE LA MUÑECA

ING. M. Sc. EDGAR ARMANDO CEBALLOS MORALES

Trabajo de Grado presentado ante el Consejo de Estudios de Postgrado como
requisito parcial para obtener el grado de:

MAGISTER SCIENTIAE EN INGENIERÍA BIOMEDICA

Tutor: Doc. José L. Paredes
Co-Tutor: Doc. Miguel Díaz

Mérida, Junio 2016

UNIVERSIDAD DE LOS ANDES
FACULTAD DE INGENIERIA
POSTGRADO DE INGENIERÍA BIOMÉDICA



DISEÑO DE UN DISPOSITIVO DE REGISTRO Y EJECUTOR DE
MOVIMIENTOS CONTROLADOS PARA LA REHABILITACION PASIVA DE LA
ARTICULACION DE LA MUÑECA

ING. M. Sc. EDGAR ARMANDO CEBALLOS MORALES

Trabajo de Grado presentado ante el Consejo de Estudios de Postgrado como
requisito parcial para obtener el grado de:

MAGISTER SCIENTIAE EN INGENIERÍA BIOMEDICA

Tutor: Doc. José L. Paredes
Co-Tutor: Doc. Miguel Díaz

Mérida, Junio 2016

AGRADECIMENTOS.

A Dios por iluminar, guiar y fortalecer todo el recorrido en esta nueva etapa.

A mi esposa, a mi hijo y a toda mi familia por su amor, apoyo y comprensión.

Al Dr. José L. Paredes y al Dr. Miguel Díaz por sus esfuerzos arduos, dedicación y tiempo dedicado a la culminación de este proyecto.

Al Servicio de Fisiatría del Hospital Universitario de Los Andes IAHULA.

A todos aquellos que contribuyeron con mi formación cuyos conocimientos se ven reflejados en la realización de este trabajo.

www.bdigital.ula.ve

RESUMEN

En esta investigación se desarrolló el diseño de un dispositivo de rehabilitación automatizado para la articulación de la muñeca específicamente para los cuadros clínicos de Tendinitis, sinovitis, artritis reumatoidea y para procesos terapia pre y post operatoria para dicha articulación. Durante la etapa de diseño se investigó sobre los equipos que han sido también utilizados para la rehabilitación de dichas patologías, así como un estudio antropométrico relacionado con las dimensiones y ángulos de movimiento de la articulación de la muñeca en la población venezolana. A partir de la información recolectada se elaboraron diferentes conceptos de diseño, las cuales fueron evaluadas mediante la aplicación del Proceso Analítico de Jerarquía a través de criterios y atributos de diseño relacionados con su funcionalidad. Luego de la evaluación y selección de las propuestas, se utilizaron programas CAD (Diseño Asistido por Computador) para la definición de las geometrías y materiales de los diferentes componentes del dispositivo. Posteriormente fueron analizados mediante el método de elementos finitos para la determinación del estado tensional de esfuerzos y deformación mediante la utilización de herramientas CAE (Ingeniería Asistida por Computador). Adicionalmente, se desarrolló un software para la adquisición y registro de los diferentes movimientos producidos durante la ejecución de la terapia de rehabilitación, así como también se desarrolló una interfaz gráfica para la reproducción y ejecución de los ejercicios terapéuticos, juntos a esto, se pudo construir un prototipo conceptual-funcional mediante el uso de componentes comerciales y piezas propias construidas, con este prototipo se pudieron adquirir variadas rutinas reales de rehabilitación ejecutadas por médicos especialistas fisiatras del servicio del Hospital IAHULA. Mediante la investigación desarrollada se logró diseñar un dispositivo que ayudará a la rehabilitación de la articulación de la muñeca permitiendo realizar la combinación de movimientos de flexión dorsal-palmar y cubital-radial para la recuperación de la funcionalidad de la articulación de diversas patologías presentadas en la población venezolana. Otras de las características resaltantes del diseño propuesto fueron su facilidad de manufactura y de manejo.

Palabras Clave: Rehabilitación de articulación de la muñeca, Dispositivo de registro y ejecutor, Diseño, Proceso Analítico de Jerarquía, Robótica.

ÍNDICE

CAPÍTULO I. INTRODUCCIÓN	1
1.1 PLANTEAMIENTO DE LA PROBLEMÁTICA	1
1.2. OBJETIVO GENERAL	2
1.2.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	2
1.3 JUSTIFICACIÓN	3
1.4 ALCANCE Y LIMITACIONES	3
1.5 ORGANIZACIÓN DEL DOCUMENTO	3
 CAPÍTULO II. MARCO TEÓRICO	5
2.1. LESIONES COMUNES EN LA ARTICULACIÓN DE LA MUÑECA ---	5
2.2. TRATAMIENTO DE REHABILITACIÓN PARA LA ARTICULACIÓN	
DE LA MUÑECA	7
2.3. EQUIPOS DE REHABILITACIÓN MOTORA DESARROLLADOS	
PARA LA ARTICULACIÓN DE LA MUÑECA	9
 CAPÍTULO III. METODOLOGÍA DE DISEÑO	15
3. METODOLOGÍA DEL DISEÑO PARA EL DISPOSITIVO DE	
REHABILITACIÓN DE MUÑECA	15
 CAPÍTULO IV. IDENTIFICACIÓN DE LAS NECESIDADES Y	
REQUERIMIENTOS DE DISEÑO	17
4.1. DEFINICIÓN DEL USUARIO Y DEL CONTEXTO GEOGRÁFICO ---	17

4.2. DEFINICIÓN DE LAS MEDIDAS ANTROPOMETRICAS DE LA ARTICULACIÓN DE LA MUÑECA-----	18
4.3. ESPECIFICACIÓN DE LOS REQUERIMIENTOS DE DISEÑO -----	19
CAPÍTULO V. DISEÑO CONCEPTUAL DEL DISPOSITIVO -----	21
5. DISEÑO CONCEPTUAL DEL DISPOSITIVO -----	21
CAPÍTULO VI. DISEÑO PRELIMINAR E INGENIERÍA BÁSICA DEL DISPOSITIVO -----	24
6. DISEÑO PRELIMINAR E INGENIERÍA BÁSICA (FASE 4) -----	24
6.1. DEFINICIÓN DE MATERIALES A EMPLEAR EN EL DISPOSITIVO -	24
6.2. DEFINICIÓN ESQUEMÁTICA DE LAS PROPUESTAS DEL DISPOSITIVO DE REHABILITACIÓN -----	25
6.3. SELECCIÓN DE LAS PROPUESTAS DE DISEÑO -----	37
6.4. EVALUACIÓN DE LAS PROPUESTA DE DISEÑO -----	42
CAPÍTULO VII. DESARROLLO DE PROTOTIPO FUNCIONAL- CONCEPTUAL -----	45
7.1. COMPONENTES PRINCIPALES DEL DISPOSITIVO FUNCIONAL- CONCEPTUAL DE REHABILITACIÓN DE MUÑECA -----	45
7.2 PROTOTIPO FUNCIONAL-CONCEPTUAL DEL DISPOSITIVO DE REHABILITACIÓN DE LA MUÑECA -----	46
7.3. PROGRAMA CONTROLADOR MATLAB GUI – ARDUINO 1.0.6. -----	49

7.4. ADQUISICIÓN DE LOS DATOS REALES MEDIANTE EL DISPOSITIVO DE REHABILITACIÓN -----	51
CAPÍTULO VIII. DISEÑO DE INGENIERÍA DE DETALLE -----	56
8. DISEÑO DE INGENIERÍA DE DETALLE DEL EQUIPO REHABILITADOR DE MUÑECA (FASE5) -----	56
8.1. ANÁLISIS BIOMECÁNICO -----	56
8.2. ANÁLISIS CINEMÁTICO Y CINÉTICO -----	57
8.3. SELECCIÓN DE LOS MOTORES ACTUADORES -----	61
8.4. ANÁLISIS ESTRUCTURAL -----	61
CAPÍTULO IX. CONCLUSIÓN Y RECOMENDACIONES -----	65
9.1. CONCLUSIÓN -----	65
9.2. RECOMENDACIONES -----	66
REFERENCIAS -----	67
ANEXOS -----	70

CAPÍTULO I. INTRODUCCIÓN

En este primer capítulo se presenta los aspectos fundamentales para el desarrollo de esta investigación como lo son: el planteamiento del problema, los objetivos, la justificación, el alcance, las limitaciones y la organización del documento. (Ver pag. 3).

1.1. Planteamiento del Problema.

Debido a la gran cantidad de pacientes que ingresan al servicio de Fisiatría del Hospital IAHULA con lesiones en las articulaciones superiores, las cuales pudieran haber sido ocasionadas por diversas causas (accidentes en motos, caídas, golpes, malas posturas en el lugar de trabajo o realización de movimientos incorrectos en práctica de actividades deportivas) han originado una gran demanda de personal capacitado para atender las diversas patologías en dichos servicios. Por otra parte, los especialistas en esta área mencionan, que existen adicionalmente otras causas que pueden generar lesiones en dichas articulaciones y estas a su vez se encuentran relacionadas con su funcionalidad, la disfuncionalidad en la articulación de la muñeca puede deberse a la degeneración de los tejidos de las articulaciones, la cual puede afectar significativamente la movilidad de dicha articulación, pudiendo llegar al extremo de incapacitar por completo la movilidad de la articulación, la cual pudiera ir acompañada con severas inflamaciones en los tejidos de los músculos y tendones (Tendinitis) (Brotzman, 1996). Dentro de la gama de tratamiento médico para la rehabilitación dichas afecciones se encuentran las fases o etapas de rehabilitación para la articulación de la muñeca, presentadas en el *Handbook Of Orthopaedic Rehabilitation* de 1996, (Brotzman, 1996), en este material se encuentra planteado el uso del protocolo de rehabilitación desarrollado en tres etapas principales, 1era etapa inmovilización de la articulación, 2da etapa de exposición de los tendones y músculos a cambios térmicos entre frío y calor, y una 3era etapa en la que el médico fisiatra realiza movimientos suaves en la articulación para ir recuperando la tonificación y la masa muscular (Brotzman, 1996). Motivado a que en la 2da y en la 3era etapa el médico Fisiatra se encarga de ejercitar dichos músculos durante largos periodos de tiempo resultando una actividad extenuante. Se plantea así la necesidad de diseñar una estación de rehabilitación que permita co-ayudar a ejecutar dichos movimientos programados y controlados, mediante el diseño de este dispositivo se busca facilitar la labor del médico fisiatra en la rehabilitación de la articulación de la muñeca.

Otros de los aspectos importante a considerar para el planteamiento de este trabajo, es el hecho de que la gran mayoría de los equipos utilizados en terapias de rehabilitación se caracterizan por poseer diseños estructurales exoesqueléticos con escasa portabilidad y movilidad, niveles altos de consumo energético y gran volumen, por lo que ocupan considerable espacio en las salas de rehabilitación. Al considerar estos aspectos, en este trabajo, se plantea adicionalmente diseñar una estación de rehabilitación con menor volumen que permita ejecutar las diferentes rutinas de rehabilitación para las diversas afecciones en la articulación de la muñeca de forma automatizada y controlada.

1.2. Objetivo General.

Diseñar un dispositivo de rehabilitación pasiva que permita registrar y ejecutar diversos movimientos controlados y automatizados en la articulación de la muñeca.

1.2.1. Objetivos Específicos.

- Establecer las diferentes necesidades y requerimientos para el diseño del dispositivo.
- Utilizar técnicas y base de datos de medidas antropométricas para el diseño ergonómico del dispositivo de rehabilitación.
- Emplear programas CAD-CAE para el modelado 3D y simulación computacional de los diversos factores que intervienen en el desarrollo del dispositivo (cargas estáticas, dinámicas, esfuerzos, deformaciones, entre otros).
- Realizar análisis cinemáticos, cinéticos y de esfuerzos a la propuesta de diseño mediante paquetes computacionales CAE.
- Validar el funcionamiento del dispositivo a través de la elaboración de un prototipo conceptual-funcional.

1.3. Justificación.

El desarrollo de esta investigación se estableció principalmente para ayudar al equipo de médicos fisiatras del servicio de Fisiatría del IAHULA a atender la gran demanda de pacientes con lesiones en las articulaciones de la muñeca, a través del diseño de un dispositivo de rehabilitación automatizada. Con la implementación de este dispositivo se logrará disminuir el nivel de cansancio y fatiga en el equipo de médicos fisiatras producida por la ejecución manual de las diversas rutinas de rehabilitación a numerosos pacientes, así como incrementar la atención del número de pacientes con lesiones logrando mejorar la eficiencia en el servicio de fisiatría.

1.4. Alcance y Limitaciones.

Establecer una metodología de trabajo para alcanzar el diseño funcional y la construcción de un prototipo conceptual de un robot de rehabilitación pasiva activado por el computador que satisfaga con los requerimientos básicos de diseño, tomando en cuenta los aspectos de diseño básicos relacionados con las medidas antropométricas, comportamiento biomecánico y ergonómicos, así como de definir el uso de componentes en el mercado con una relativa facilidad de acceso, para de esta manera cumplir con los objetivos planteados al inicio de la investigación.

1.5. Organización del documento.

En este apartado se describe brevemente como se encuentra organizado el documento, puede apreciarse que en el capítulo II, se presenta el desarrollo del marco teórico relacionado las lesiones más comunes en la articulación de la muñeca, el tratamiento de rehabilitación para estas afecciones y los equipos de rehabilitación que se han utilizado para dichas afecciones. En el capítulo III, se presenta la metodología de diseño utilizada para el diseño del dispositivo de rehabilitación. En el capítulo IV, se establecieron la definición del usuario, el contexto geográfico, la definición de las medidas antropométricas de la articulación de la muñeca y la especificación de los requerimientos de diseños. En el capítulo V, se desarrollaron los diferentes bocetos de los diseños conceptuales del dispositivo. En el capítulo VI, se realizaron los aspectos básicos del diseño preliminar del dispositivo, como lo son la definición de los materiales, la definición de geometrías y dimensiones de las propuestas de diseño, se aplicó la metodología del Proceso Analítico de Jerarquía para la selección y evaluación de

las propuestas de diseño. En el capítulo VII, se presenta la descripción del desarrollo del prototipo conceptual-funcional para la prueba del dispositivo. En el capítulo VIII, se realizaron los análisis biomecánicos, cinemático, cinético y estructural de la propuesta de diseño seleccionada, y finalmente en el capítulo IX, se presentan las conclusiones y recomendaciones finales.

www.bdigital.ula.ve

CAPÍTULO II. MARCO TEORICO

En este capítulo se presenta una breve revisión bibliográfica del tipo de lesiones más comunes en la articulación de la muñeca, el tratamiento comúnmente utilizado para la rehabilitación de la misma y adicionalmente se presenta una breve descripción de los equipos empleados para este tipo de rehabilitación.

2. Aspectos Teóricos relacionados con Equipos de Rehabilitación de Muñeca

En esta parte del trabajo se detallará brevemente una de las principales lesiones frecuente en la articulación de la muñeca y del tratamiento básico a aplicar en este tipo de lesiones.

2.1. Lesiones en la Articulación de la Muñeca.

La tendinitis de muñeca es una afección de los tendones que genera molestia, dolor y que en algunos casos puede llegar a incapacitar, en gran medida, el movimiento en la articulación. Los deportistas que realizan un uso excesivo con movimientos muy repetitivos de las manos, como los jugadores de baloncesto y los de tenis, suelen ser los más afectados por esta dolencia.

Una de las tendinitis de muñeca más frecuentes es la de los tendones del músculo cubital anterior, esta se trata de un proceso inflamatorio agudo o crónico del tendón, que se extiende a lo largo de la parte anterior de la muñeca. Normalmente, cuando se habla de tendinitis se hace referencia a una inflamación leve que causa un dolor moderado. Cuando la inflamación es más severa el dolor se intensifica, se producen desgarros y es difícil mover la zona afectada. En casos muy graves puede llegar a romperse el tendón (Díez, 2008).

Según lo describe (Díez, 2008) las causas de la tendinitis puede deberse a:

- a) Sobrecarga. Suele ser la más común y está originada por el uso excesivo de la articulación o la repetición de una técnica deportiva desarrollada de forma errónea.
- b) Micro traumatismos repetidos. Se produce por la repetición exagerada de un mismo movimiento, lo que lleva a la inflamación del tendón.
- c) Proceso degenerativo tendinoso. Al debilitarse el tendón, la repetición de cualquier movimiento, aunque sea moderada, provoca que se inflame.

Principales síntomas:

- Dolor, aparece de forma leve en la mano aunque puede ir creciendo en intensidad y extenderse en dirección ascendente desde la muñeca hacia el codo e incluso hasta el hombro. El paciente lo nota sobre todo de noche.
- Hipersensibilidad e hinchazón, en la figura 1, se puede apreciar la inflamación e hinchazón relacionada con la tendinitis de la articulación de la muñeca.
- Entumecimiento u hormigueo.
- Dificultad para sostener objetos.
- Sensación de chasquido o crujido cuando se dobla o se flexiona la articulación.



Figura 1. Tendinitis en la Articulación de la Muñeca.(Tomado de American Society for Surgery of the Hand, 2012).

La Artritis de las Articulaciones (Sinovitis) es una patología que consiste en la Inflamación de la membrana sinovial que reviste las articulaciones y vainas tendinosas. Las articulaciones aumentan de volumen, se vuelven dolorosas y cálidas con una característica rigidez que limita su movimiento. Esta enfermedad puede producir inmovilización de los tejidos con pérdida del movimiento y la consecuente erosión de la superficie articular, causa deformidad como se muestra en la fig. 2 y pérdida de la función de la articulación afectada.

Es importante destacar que la sinovitis se puede clasificar según el tiempo de aparición. Puede ser aguda, como la sinovitis gotosa, o crónica, como la sinovitis asociada a enfermedades reumáticas. También se puede clasificar según

la causa, las sinovitis pueden ser de etiología local, como la sinovitis villonodular, o de causa general, que repercute en una articulación, como la artritis reumatoide. (American Society for Surgery of the Hand, 2012)

Entre los principales tipos de sinovitis se encuentra La sinovitis subclínica que se produce cuando la inflamación de la membrana no es detectada durante el examen físico del paciente, pero estos experimentan dolor en la articulación y disminución de la movilidad por la ocupación del espacio articular. En estos casos, los especialistas recomiendan el uso de nuevas técnicas de imagen, en especial la ecografía, la tomografía computarizada y la resonancia magnética, la cual aportan información muy útil para el diagnóstico de sinovitis por osteoma osteoide intraarticular (Ramos, 2012).



Figura 2. Artritis de la articulación de la muñeca. (Tomado de American Society for Surgery of the Hand, 2012).

2.2. Tratamiento de Rehabilitación para la articulación de muñeca.

Una vez realizado el diagnóstico, normalmente mediante exploración física y la descripción de los síntomas relatados por el paciente, el médico tratante decidirá cuál es el protocolo de actuación a llevar a cabo. Sólo excepcionalmente se recurre a la cirugía para tratar este tipo de lesión.

Según (Brotzman, 1996) el tratamiento de rehabilitación para la articulación de la muñeca se puede realizar en tres fases principalmente

1^{era} fase. En un primer momento, el dolor que produce esta tipo de lesión es de un dolor muy intenso que imposibilita el movimiento de la articulación, que normalmente se suele remitir en dos o tres días. Durante este tiempo, los especialistas recomiendan:

- La toma de medicamentos que reduzcan la inflamación y el dolor a través del uso de fármacos.
- La realización de ejercicios específicos en sesiones de fisioterapia (ultrasonido, masajes musculares, ejercicios personalizados, hidroterapia, entre otros).
- Masajes con hielo sobre el tendón, de 3 a 5 minutos.
- Reposo articular, pero sin llegar a inmovilizar totalmente la muñeca.

2^{da} fase, luego de haber transcurrido el período de reposo y constatada la ausencia de dolor, además de continuar con las sesiones de fisioterapia y los masajes con hielo, en esta segunda fase el paciente ya puede iniciar la recuperación funcional para reforzar la musculatura extensora de la mano. Durante 10-15 días, los especialistas en medicina de rehabilitación recomiendan realizar ejercicios con un arco de recorrido limitado para evitar cualquier tipo de molestia. En estas terapias de rehabilitación el arco de movimiento se va aumentando de forma progresiva a medida en que se va fortaleciendo la musculatura, tal como se muestra en la figura 3. Normalmente los especialistas recomiendan en caso de que el paciente note alguna rigidez muscular en la zona afectada, se suele aplicar un masaje descontracturante y realizar estiramientos, como los mostrados en la figura 3.

3^{era} fase, en esta tercera fase se suele iniciar la movilidad de la articulación de la muñeca de forma progresiva para no sobrecargar la zona lesionada y dar tiempo al paciente para adaptarse a la rutina de rehabilitación. El tiempo necesario hasta lograr alcanzar un rendimiento óptimo en la movilidad de la articulación varía en función de la gravedad de la lesión, normalmente suele estar en torno a las 4 semanas. En este tiempo, usualmente los pacientes recuperan la movilidad articular y potencian la fuerza muscular de la articulación a través de ejercicios propioceptivos y de contrarresistencia (Brotzman, 1996).



Figura 3. Tratamiento de Rehabilitación para la articulación de la muñeca.

Según un estudio realizado por la Universidad de Victoria (Australia), publicado en el "Journal of Science and Medicine in Sport" (Díez, 2008), confirma que las lesiones que se producen jugando deportes como el baloncesto se repiten de forma constante y siguen una pauta muy homogénea, por lo que los especialistas recomiendan el hacer los ejercicios para fortalecer los músculos de las articulaciones. Adicionalmente los especialistas explican que aunque un tratamiento sea efectivo, este no evita las recaídas en las zonas lesionadas, es decir, cuando los deportistas que han sufrido una lesión como la tendinitis de muñeca vuelven a la actividad física exponiendo nuevamente la zona lesionada a un sobreesfuerzo, por lo que los especialistas recomiendan hacer ejercicios de rehabilitación para evitar que la lesión se vuelva crónica (Díez, 2008).

2.3. Equipos de rehabilitación motora desarrollados para la articulación de la muñeca.

En los últimos años se han desarrollado diferentes dispositivos de rehabilitación para las articulaciones de muñeca con lesiones originadas principalmente por accidentes, caídas, golpes, malas posturas en el lugar de trabajo o ejecuciones erróneas repetitivas en actividades deportivas. Este tipo de lesiones pueden generar molestias y dolor en la movilidad de la articulación, presentándose severas inflamaciones en los músculos y tendones (Tendinitis) (Almekinders, 1998), debido a los grandes avances tecnológicos alcanzados en el área de robótica, diversas universidades y centros de investigaciones han

desarrollado variados prototipos robóticos destinados a asistir a los médicos fisiatras en la ejecución de ejercicios de rehabilitación para las articulaciones de los miembros superiores e inferiores.

Dentro de la gama de equipos utilizados para la rehabilitación de la articulación de la muñeca, encontramos los equipos como el Haptic Robot, el cual es un dispositivo robótico desarrollado por el Instituto para la Rehabilitación de Eslovenia y se basa en un diseño de armazón estructural tipo exoesqueleto con fijación al suelo, como se muestra en la figura 4. Este dispositivo permite la rehabilitación del brazo, antebrazo y muñeca en un rango de movilidad significativo, adicionalmente se caracteriza por poseer un controlador de movimiento activado por un actuador lineal acoplado sobre una rótula esférica (Oblack et al., 2010).

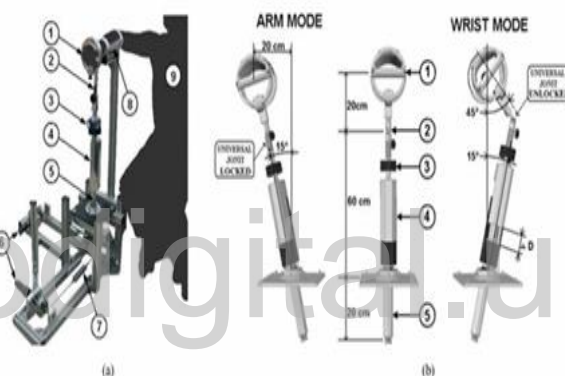


Figura 4. Robot Haptico para la rehabilitación de brazo y muñeca. (Tomado de Oblack et al., 2010)

Entre otro de los dispositivos destacados en rehabilitación de muñeca y antebrazo, es el desarrollado por el *Istituto Italiano di Tecnologia* (Squeri et al., 2013), este robot posee tres grados de libertad controlados por tres motores rotatorios DC con sistemas de transmisión de engranaje cónico, el cual cuenta con un protocolo terapéutico que permite la restauración de la funcionalidad de la muñeca en pacientes con accidente cerebrovascular crónico, en la figura 5 se muestra el robot de rehabilitación constituido por tres motores paso-paso.



Figura 5. Robot de Rehabilitación para pacientes con lesiones crónicas. (Tomado de Squeri et al., 2013)

A mediados del 2004, investigadores del Laboratorio Biodynamics Lab desarrollaron el dispositivo *A multi-joint and multi-DOF whole arm rehabilitation robot with individual joint control* (Biodynamics, 2004), este dispositivo permite realizar la rehabilitación del brazo a través de un robot serial actuado por actuadores rotacionales, estos a su vez se encuentran controlados por varios tipos de control de juntas, tal como se muestra en la figura 6.



Figura 6. Brazo Robótico de rehabilitación con múltiples juntas y grados de libertad, (Tomado de Biodynamics Lab, 2004).

A principios del 2007 Investigadores del MIT (Instituto de Tecnología de Massachusetts) desarrollaron un robot de terapia para la rotación de la muñeca, este dispositivo exoesqueletico consta de 3 grados de libertad, como se muestra en la figura 7, este dispositivo permite ejecutar los ejercicios de rehabilitación con un mayor control con respecto a sus antecesores (Masia L. et al, 2007).



Figura 7. Robot Terapéutico para muñeca, (Tomado de Masia, L. et al, 2007).

A mediados del 2007, investigadores de la Universidad Militar Nueva Granada, España desarrollaron un robot exoesqueletico para la rehabilitación motora de la articulación del hombro y del antebrazo (Gutiérrez, 2007), este sistema presenta dos grados de libertad accionados por un conjunto de motores paso a paso con sistemas de transmisión de engranes, lo cual le atribuye una mayor movilidad.

Otros de los modelos desarrollados alrededor del año 2007, es el *The Hand-Wrist Assisting Robotic Device* (Howard, 2007), este dispositivo robótico fue desarrollado por investigadores de la Universidad de California en Irvine y consta de una estructura fija de apoyo, en el cual se encuentran ensamblado un mecanismo con más de cuatro barra controlado por dos actuadores lineales, tal como se muestra en la figura 8.

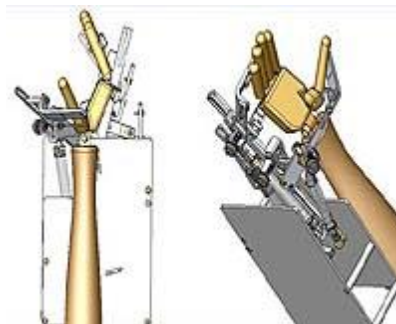


Figura 8. Dispositivo Robótico de Rehabilitación para mano y muñeca (Tomado de Howard, 2007).

En el año 2008, el Instituto de Investigación de Rehabilitación de Japón desarrollo el dispositivo *Wearable Robotic Arm Supports Home Rehabilitation* (Matsuda, 2008), este dispositivo de rehabilitación de brazo y muñeca se caracteriza por ser accionados por muelles neumáticos, como se muestra en la figura, lo que hace que al dispositivo sea más liviano y confortable y adicionalmente puede ser utilizado en casa.

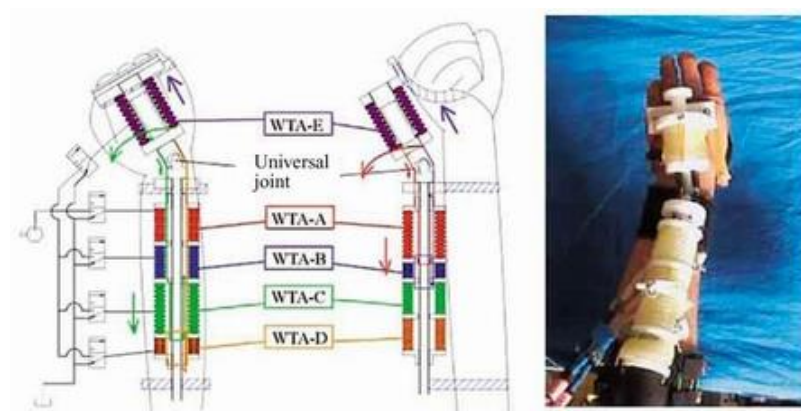


Figura 9. Soporte Robótico para rehabilitación de brazo usable en el hogar (Matsuda, 2008).

A finales del 2008, Investigadores de la Universidad Rice en Houston, U.S.A, desarrollaron un dispositivo de rehabilitación exoesquelético con fines de rehabilitación y entrenamiento para pacientes con lesiones neurológicas en las articulaciones de la muñeca y antebrazo (Gupta, 2008). Este dispositivo se caracteriza por ser un robot de cuatro grados de libertad accionados por motores rotatorios DC acoplados a sistemas de transmisión de cabrestante, en dicho diseño se observa la carencia de portabilidad como se muestra en la figura 10.

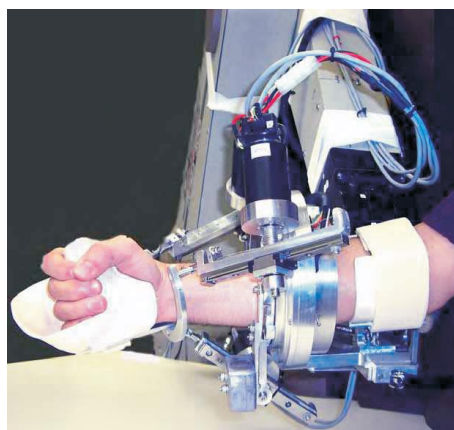


Figura 10. Robot Ex esquelético de Rehabilitación y ejercitación para muñeca con Sistema de retroalimentación de fuerza. (Gupta et al., 2008)

En el año 2013, Investigadores de la Universidad de Hong Kong (Song, 2013), desarrollaron un robot de rehabilitación motora controlado a partir de la detección y filtrado de las señales mioeléctricas, la cuales le permitía al paciente ejecutar el movimiento controlado y preciso al detectar las diferentes señales mioeléctricas capturadas en el antebrazo.

En resumen se puede apreciar que la mayoría de equipos diseñados para la rehabilitación de muñeca son dispositivos exoesqueletico utilizado como estaciones de rehabilitación, es decir, el antebrazo y la muñeca del paciente se apoyan directamente sobre el equipo de rehabilitación. Otros de los aspectos relevantes de estos equipos es que se encuentran diseñados para moverse dentro del rango de movimiento de la articulación de la muñeca y adicionalmente se encuentran activados por motores lineales o rotacionales de paso-paso.

www.bdigital.ula.ve

CAPITULO III. METODOLOGIA DE DISEÑO

En este capítulo III se presenta la metodología de diseño utilizada para el desarrollo del dispositivo de rehabilitación, en esta se describen las diferentes etapas o fases de diseño utilizadas para el desarrollo de las diferentes propuestas de diseño del robot de rehabilitación pasiva para la articulación de la muñeca.

3. Metodología del Diseño para el Dispositivo de Rehabilitación de Muñeca.

En este trabajo de investigación se empleó la metodología del proceso de Diseño Industrial planteada por (Aguayo F., 2003). En esta se plantea el desarrollo de diseños de productos a través de cinco fases básicas: a) Identificación de las necesidades de los usuarios, b) Especificación del producto, c) Diseño Conceptual, d) Diseño Preliminar e ingeniería básica, y e) Diseño Final e ingeniería de detalle. Para el caso del desarrollo del dispositivo de rehabilitación se aplicó el siguiente esquema.

Diseño del Dispositivo de Rehabilitación de Muñeca

Fase 1: Identificación de las necesidades.

En esta fase se identificaron las necesidades a satisfacer para el desarrollo del equipo de rehabilitación de muñeca para pacientes con medidas antropométricas venezolanas, junto con la definición del usuario y el contexto.

Fase 2: Especificación de los requerimientos de diseño.

Dentro de esta fase se definieron los principales requerimientos de diseño, tales como los Funcionales, Ergonómicos, Tecnológicos y Formales.

Fase 3: Diseño Conceptual del Dispositivo de Rehabilitación.

En esta etapa de diseño, se generaron variados bocetos del equipo de rehabilitación para representar a través de estos la forma conceptual de dicho equipo tomando en cuenta los diferentes requerimientos de diseño planteados en la fase 2.

Fase 4: Diseño Preliminar e Ingeniería Básica.

En esta etapa de diseño se genera el dimensionamiento y la forma de los diferentes componentes que constituirán el equipo de rehabilitación de muñeca a partir de las dimensiones antropométricas consideradas en las fases anteriores.

Fase 5: Diseño final e Ingeniería de detalle.

En esta fase se realizaron los análisis cinemático, cinéticos y de esfuerzos relacionados con el comportamiento del dispositivo antes las cargas generadas por el peso de la mano.

Fase 6: Desarrollo del Programa Controlador.

En esta fase se desarrolló un programa de interface para la adquisición de datos y control de los motores actuadores en la plataforma Matlab GUI, mediante este programa se estableció la interface con el microcontrolador Arduino Uno R3 para la adquisición de los datos y control de los motores actuadores.

Fase 7: Construcción del Prototipo Conceptual del Dispositivo de Rehabilitación.

En esta última fase se construyó un dispositivo de prueba conceptual con el fin de evaluar el funcionamiento del software controlador y mostrar la interacción del dispositivo con el usuario. El ensamblado del prototipo conceptual se realizó a partir de la unión de diferentes componentes comerciales empleados para otros fines y junto a la incorporación de piezas autoelaboradas.

CAPÍTULO IV. IDENTIFICACIÓN DE LAS NECESIDADES DEL PACIENTE Y REQUERIMIENTOS DE DISEÑO.

En el capítulo IV se muestra los aspectos fundamentales relacionados con la definición de la fases 1 y 2 del proceso de diseño, tales como la definición: del usuario con sus medidas antropométricas, del contexto en el cual se desarrollara la investigación y de los requerimientos de diseño necesario para el desarrollo de las propuestas.

4. Identificación de las Necesidades (Fase 1).

En esta fase se establecieron los aspectos de diseño básicos para satisfacer las necesidades plasmadas dentro del planteamiento del problema presentado en el capítulo I, definiendo de esta manera las características principales del paciente (usuario del equipo de rehabilitación), junto al entorno donde se plantea el funcionamiento del equipo.

4.1. Definición del Usuario y Del Contexto Geográfico.

Definición del usuario (paciente): en esta fase se determinó las características principales del paciente. Este usuario se caracteriza por ser pacientes adolescente-adulto que presentan patologías como tendinitis, artritis reumatoide, sinovitis, rehabilitación post-operatoria y recurren al Servicio de Fisiatría del Hospital Universitario IAHULA de la ciudad de Mérida, con una edad comprendida entre los 15 a 50 años y con un diagnóstico de nutrición normal (percentil 50), como se muestra en la figura 11, en esta se aprecia la mediada del ancho de la mano incluyendo el dedo pulgar (11,6 cm) y la medida de la longitud de la mano (17,1 cm) . Para este percentil, el peso del adolescente-adulto varía entre los 55 kg a 90 Kg y presentan una altura oscilante desde los 125 cm hasta los 177,5 cm. (FUNDACREDESA, 1993).

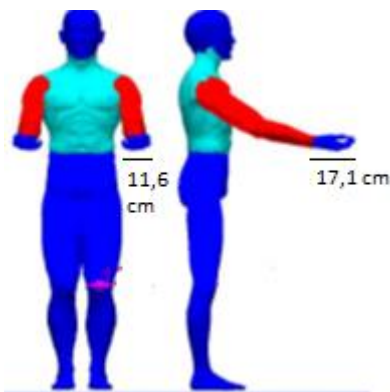


Figura 11. Maniquí de adolescente-adulto de percentil 50 medidas de mano (Maniquí Pro, 2005).

4.2. Definición de las medidas antropométricas de la articulación de la muñeca.

Al realizar un análisis antropométrico de la mano y del antebrazo, se obtuvieron los siguientes datos: el peso del antebrazo y mano corresponde en promedio al 2.2% del peso total del paciente, lo cual se aproxima a 1,5 kg. Distancia del centro de masa de la mano a la articulación de la muñeca 7.11 cm como se detalla en la figura 12, peso de la mano promedio 0.5 Kg, (Le Veau, 1991).



Dimensiones En cm.		PERCENTIL					
		Hombres			Mujeres		
		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
42	Perímetro de la mano	19,5	21,0	22,9	17,6	19,2	20,7
43	Perímetro de la articulación de la muñeca	16,1	17,6	18,9	14,6	16,0	17,7
* Las medidas corresponden al anillo descripto por los dedos pulgar e índice							

Figura 12. Medidas de la Mano según Norma DIN 33 402.2° (dimensiones en cm)

Según la norma DIN 33 402.2°, el ancho de la articulación de la muñeca para un percentil 95 se ubica alrededor 18.9 cm, al igual que el perímetro de la mano serán datos importantes que se consideraran para definir la geometría y forma del dispositivo de rehabilitación para la articulación de la muñeca.

4.3. Especificación de los Requerimientos de Diseño (Fase 2).

Dentro de los principales requerimientos de diseño, se puede nombrar: a) Requerimientos Funcionales, b) Requerimientos Ergonómicos, c) Requerimientos Tecnológicos y d) Requerimientos Formales.

a) **Requerimientos Funcionales:**

- Garantizar la estabilidad del miembro mientras se realiza el movimiento. Permitir el movimiento de arco dentro de un rango de -50° hasta $+50^\circ$ en flexión dorsal-palmar y un rango de -15° a $+15^\circ$ en flexión radial-cubital, como se aprecia en la figura 13, esto es debido a que en la segunda fase de rehabilitación se deben realizar movimientos de arco limitados para evitar posteriores lesiones (Brotzman, 1996).



Figura 13. Flexión de la articulación de la muñeca (Tomado de Panero, 1996).

- Soportar a nivel estático los esfuerzos y deformaciones del sistema y soportar las cargas dinámicas del sistema.
- Capacidad para registrar, almacenar y ejecutar la rutina de Rehabilitación establecida por el especialista.

b) Requerimientos Ergonómicos:

- Adaptarse a las dimensiones del antebrazo y de la mano para percentiles 5, 50 y 95. Instalación fácil, rápida y entendible.
- Permitir la movilización suave y controlada sin generar presiones derivadas que causen un dolor intenso sobre el paciente. Poseer diferentes puntos de sujeción para la estabilización de la mano.

c) Requerimientos Formales.

- Usar geometrías curvas que permitan mantener una armonía integral estética entre el dispositivo y el miembro en tratamiento.
- Permitir que la carcasa y otros componentes puedan ser pintados dentro de una gama de colores de manera que pueda ser personalizado el dispositivo para ambos sexo.

d) Requerimientos Tecnológicos.

- Construido con materiales disponible en el país.
- Emplear procesos de manufactura sencillos y económicos que puedan ser utilizados con tornos, fresadoras, centros de mecanizado de control numérico, entre otros máquina de mecanizado disponibles en el país.
- Ser fabricable con mano de obra nacional y poseer repuestos de los componentes electrónicos en el país.

CAPITULO V. DISEÑO CONCEPTUAL DEL EQUIPO DE REHABILITACION PARA MUÑECA

En el capítulo V se presenta la descripción del concepto de diseño utilizado para definir las diferentes propuestas del equipo de rehabilitación, partiendo de un concepto de dispositivo portátil ajustado a la mano del paciente hasta la presentación de conceptos de diseño de propuestas robóticas estacionarias, es decir dispositivos que funcionan como estaciones de rehabilitación.

5. Diseño Conceptual del Equipo de Rehabilitación de la Muñeca (Fase 3).

En esta etapa de diseño, se generaron variados bocetos del equipo de rehabilitación tomando en cuenta los diferentes requerimientos de diseño planteados en el apartado anterior. Partiendo del concepto que el dispositivo debe permitir la movilidad y la rotación en dos ejes principalmente, brindar la estabilización en la articulación de la muñeca y adicionalmente debe ser capaz de adaptarse a la anatomía de diferentes tamaños de manos. Considerando todo esto en cuenta, se generaron varios bocetos para plasmar dicho concepto.

Boceto A, Equipo de rehabilitación de muñeca portátil.

En este boceto, como puede apreciarse en la figura 14, se presenta un equipo de rehabilitación portátil, en donde se plantea la idea de diseño para un dispositivo de rehabilitación capaz de permitir la rotación en dos ejes de movimiento dándole gran importancia al diseño formal y ergonómico del mismo. Adicionalmente se presentan formas geométricas sencillas para la facilidad de manufactura.

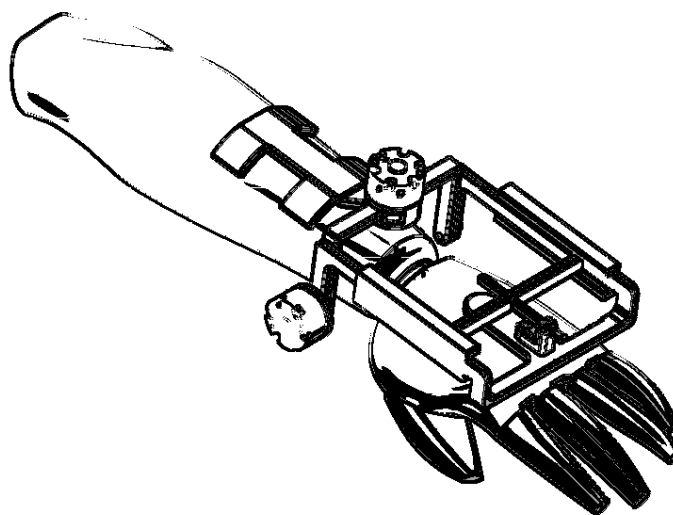


Figura 14. Boceto A del equipo de rehabilitación de muñeca.

Boceto B, Equipo de rehabilitación de muñeca estacionario.

En el boceto B, se plantea el diseño de un dispositivo de rehabilitación estacionario capaz de permitir el giro en dos ejes de rotación, pensado con sistemas de ajustes para diferentes tamaños de mano, ver figura 15.

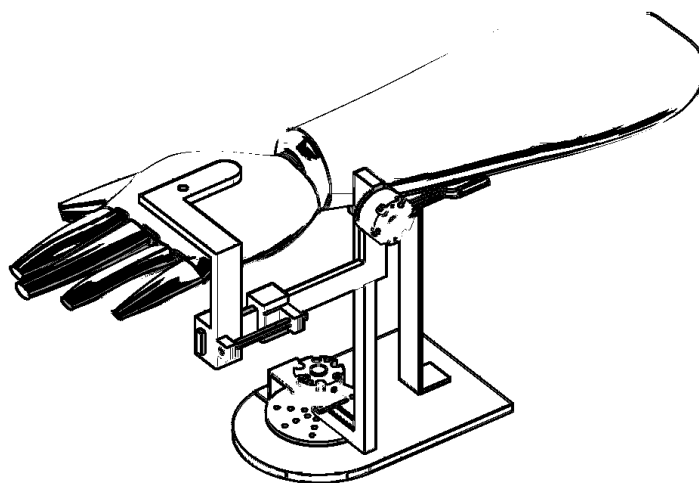


Figura 15. Boceto B, equipo de rehabilitación de muñeca estacionario.

Boceto C, Equipo de Rehabilitación Estacionario con sistemas transmisión por engrane.

En este boceto, como se muestra en la figura 16, se presentan el diseño de un Equipo de Rehabilitación Estacionario con sistemas transmisión por engrane, capaz de permitir la rotación en los planos flexión-extensión dorsal-palmar y en plano cubital-radial. Adicionalmente se plantea el uso de un sistema de transmisión por engrane para una mayor precisión en el control del movimiento.

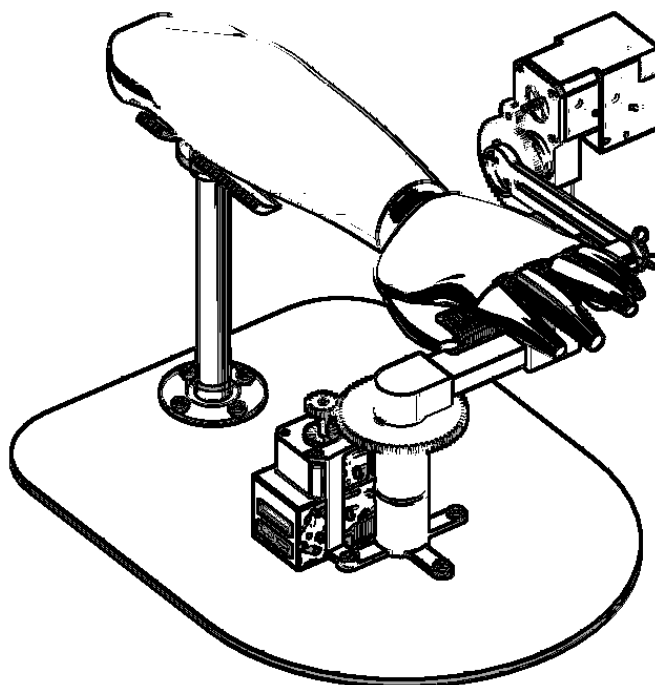


Figura 16. Boceto C, Equipo de Rehabilitación Estacionario con sistemas transmisión por engrane.

Para la selección y evaluación de las diferentes propuestas de diseño se mostrara en el siguiente capítulo la aplicación del método del Proceso Analítico de Jerarquía, el cual representa un método científico basado en la selección multicriterio que emplea cálculos matemáticos de vectores propios entre otros (Saaty, 1998), que permiten realizar un estudio comparativo de las distintas alternativas de diseños planteadas.

CAPÍTULO VI. DISEÑO PRELIMINAR E INGENIERÍA BÁSICA DE LAS PROPUESTAS DEL DISPOSITIVO DE REHABILITACIÓN.

En este capítulo VI se presenta la descripción de las diferentes propuestas de diseño del dispositivo de rehabilitación, adicionalmente se muestra la aplicación del método del Proceso Analítico de Jerarquía para la selección de la propuesta más adecuada acorde a los requerimientos de diseños planteados en los apartados anteriores.

6. Diseño Preliminar e Ingeniería Básica de las propuestas del Equipo Rehabilitador de Muñeca.

En esta etapa del diseño preliminar se utilizaron las medidas antropométricas recopiladas en las fases 1 y 2, para generar el dimensionamiento y la forma de los diferentes componentes que formaran parte de las diferentes propuestas de equipo de rehabilitación de muñeca.

6.1. Definición de materiales a emplear en el Dispositivo.

Se empleara para el desarrollo y elaboración del dispositivo de rehabilitación, aleaciones de aluminio 6061 y acero aleado de alta resistencia debido a su fácil acceso en el país. La Tabla 1, presenta las principales propiedades mecánicas de estos materiales.

Tabla 1. Propiedades Mecánicas de los materiales propuestos (Beer, 2007), (Shigley J. 2002).

Material	Tratamiento Térmico	Esfuerzo Max. Tracción MPa	Módulo de Young's GPa	Coefficiente de Poison
Acero al carbono	-	210	195	0,29
Aleación de Aluminio 6061 1100-H14	-	95	70	0,23
Plástico ABS	-	27.6 - 55.2 MPa	1.1 - 2.9 GPa	0.391 - 0.422

6.2. Definición esquemática de las diferentes propuestas del Dispositivo de Rehabilitación.

En este apartado se presenta de forma detallada la descripción y principales características de los modelos de propuestas presentados para el desarrollo del equipo de rehabilitación de muñeca.

6.2.1. Propuesta A (Dispositivo de Rehabilitación Portátil).

El diseño propuesto A, se puede definir como un dispositivo robótico portátil constituido principalmente con dos grados de libertad (Barrios, 2007), permitiendo la rotación en el plano flexión-extensión Dorsal-Palmar y en el plano Radial-Cubital de la articulación de la muñeca. Este dispositivo se encuentra constituido principalmente de siete piezas mecánicas, y tiene las características de que posee un peso aproximado a los 0.5 kg y apoyo en el antebrazo del paciente, como se muestra en la figura 17. La Tabla 2 describe los componentes principales por los que se encuentra constituida la propuesta A.

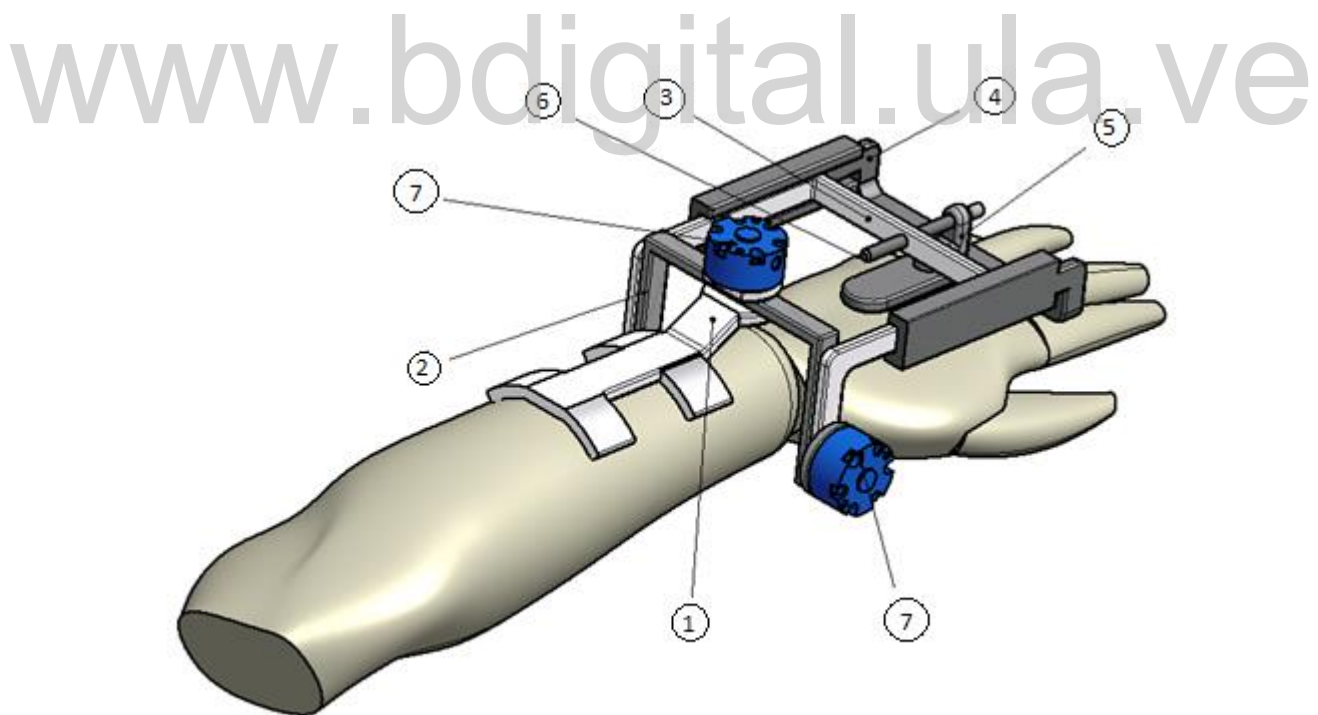


Figura 17. Partes del Dispositivo de Rehabilitación Propuesta A.

Tabla 2. Descripción de las Piezas principales de la Propuesta A.

N°	Descripción	Material
1	Abrazadera estática, esta pieza es fijada mediante tela elástica al brazo. Sobre esta pieza se apoya el peso del dispositivo de rehabilitación, en el diseño de esta pieza se consideró el percentil 50 y 95.	Aluminio
2	Barra Rotatoria Cubital-Radial, esta barra articula en la pieza N° 1 mediante un par cinemático de revolución, permitiendo así la rotación en el plano Cubital-Radial. Esta rotación del dispositivo es impulsada por el actuador superior.	Aluminio
3	Barra Rotatoria Dorsal-Palmar; esta barra articula en la pieza N° 2 mediante un par cinemático de revolución, permitiendo así la rotación en el plano de flexión Dorsal-Palmar. Esta rotación del dispositivo es impulsada por el actuador inferior.	Aluminio
4	Barra Deslizante, esta barra se encuentra articulada con la pieza N° 3 mediante dos pares cinemático prismático, permitiendo el deslizamiento en el eje axial para lograr ajustar el dispositivo de rehabilitación a diferentes tamaños de mano.	Aluminio
5	Pieza de Ajuste esta pieza posee un roscado interno, que permite ser enroscado al tornillo de ajuste mediante un par cinemático helicoidal, este acople le permite al dispositivo adaptarse a diferentes tamaños de manos.	Aluminio
6	Tornillo de Ajuste, esta pieza posee un roscado externo, que permite ser enroscado a la Pieza de Ajuste mediante un par cinemático helicoidal, este acople le permite al dispositivo adaptarse a diferentes tamaños de manos.	Acero
7	Actuadores Rotacionales. Para este dispositivo se seleccionaron actuadores rotatorio SMC Series CRB2 (ver Tabla A.3), los cuales permiten generar el movimiento rotacional en los plano flexión – extensión Dorsal-Palmar y en el plano Radial-Cubital.	Aluminio -Acero

Grados de Libertad de la propuesta A.

El dispositivo de rehabilitación permite dos grados de Libertad principal, es decir dos rotaciones controladas alrededor de la articulación de la muñeca, una en el plano Radial-Cubital, como se muestra en la figura 18, y la otra en el plano Dorsal-Palmar, como se aprecia en la figura 19. Adicionalmente el dispositivo cuenta con un par cinemático helicoidal que permite la adaptación del mismo a diferentes tamaños de manos de pacientes lesionados.

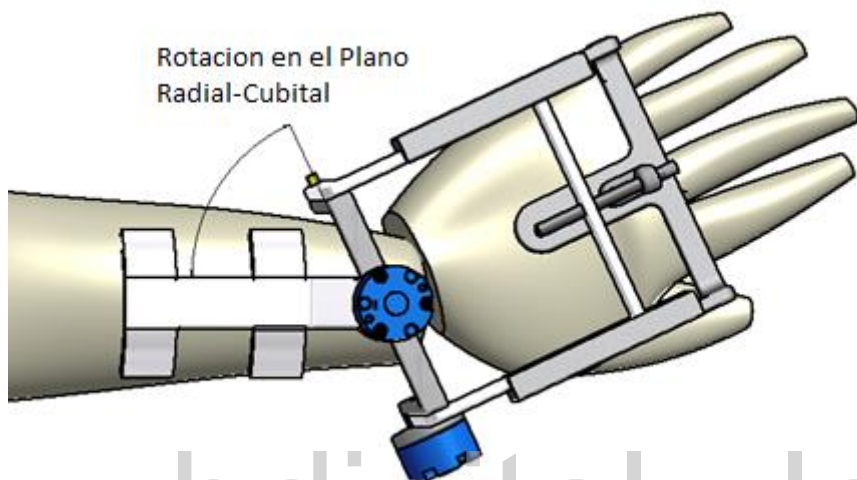


Figura 18. Rotación del dispositivo de rehabilitación en el plano Radial-Cubital.

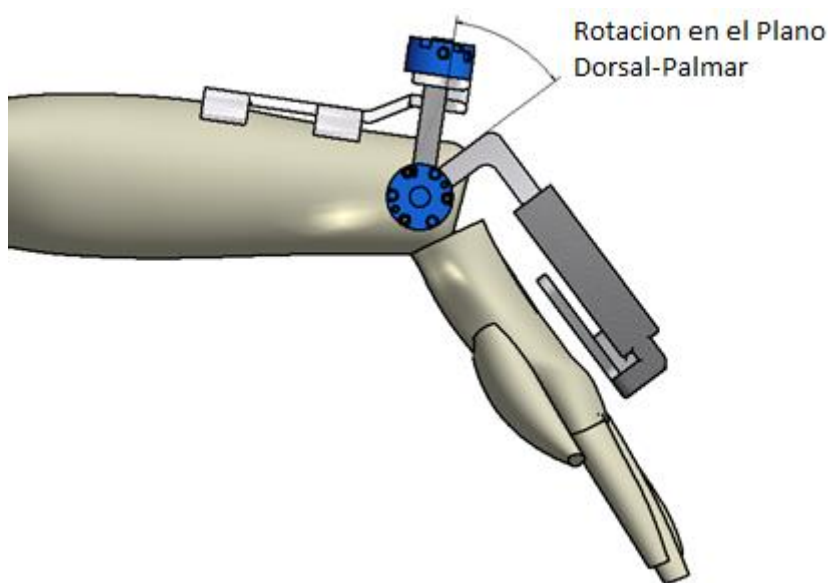
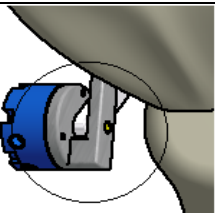
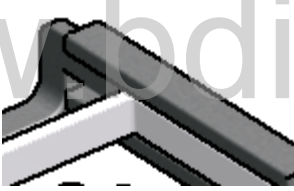
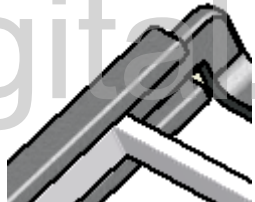


Figura 19. Rotación del dispositivo de rehabilitación en el Plano Dorsal-Palmar.

Pares Cinemáticos de la propuesta A.

El dispositivo de rehabilitación se encuentra constituido principalmente de tres pares cinemáticos de revolución, dos pares cinemáticos prismático y un par cinemático helicoidal, como se muestra en la tabla 3.

Tabla 3. Pares Cinemático del Dispositivo de Rehabilitación

Par Cinemático Revolución	 Entre la Pieza 2 y 3 Izquierda	 Entre la Pieza 2 y 3 Derecha	 Entre la Pieza 1 y 2 Central
Par Cinemático Prismático	 Entre la Pieza 3 y 4 Derecha	 Entre la Pieza 3 y 4 Izquierda	
Par Cinemático Helicoidal	 Entre la Pieza 3, 5 y 6 Central		

6.2.2. Propuesta B (Dispositivo de Rehabilitación Estacionario).

El diseño de la propuesta B se puede describir como un dispositivo robótico estacionario constituido principalmente por dos grados de libertad (Barrios, 2007), permitiendo la rotación en los planos flexión-extensión Dorsal-Palmar y Radial-Cubital de la articulación de la muñeca. A diferencia de la propuesta A, este dispositivo se caracteriza por ser usado como una estación de rehabilitación teniendo la capacidad ejecutar rutina pre-diseñada en un computador, adicionalmente se establecieron motores rotacionales actuadores rotatorio SMC Series CRB2 para controlar los movimientos en los diferentes planos. Este dispositivo se encuentra constituido principalmente por trece piezas mecánicas, como se muestra en la figura 20. En la Tabla 4 se presenta una descripción detallada de los principales componentes que constituyen a la propuesta B.

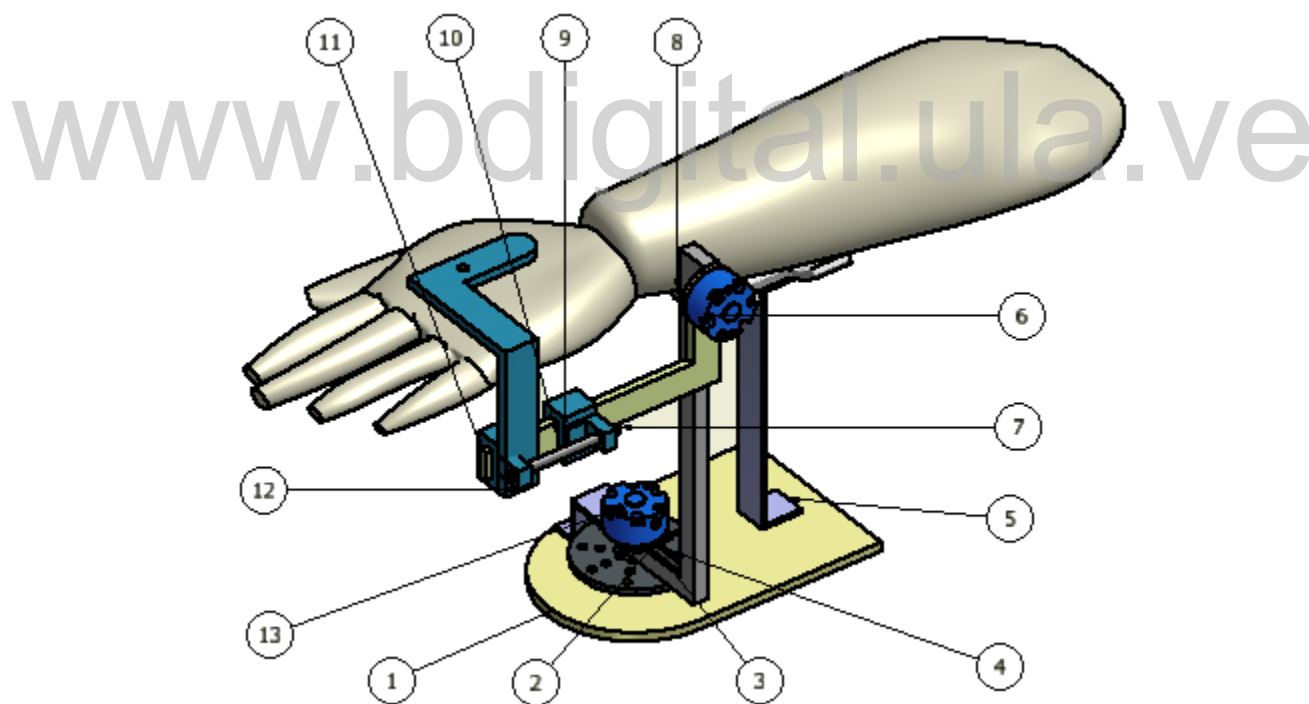


Figura 20. Partes del Dispositivo de Rehabilitación de la articulación de la Muñeca.

Tabla 4. Descripción de las Piezas principales de la Propuesta B.

N°	Descripción	Material
1	Base de soporte en la cual se apoyan todos los elementos del dispositivo.	Aluminio
2	Base Giratoria en la que se acopla el rodamiento axial permitiendo la rotación en el plano lateral.	Plástico ABS
3	Barra tipo L inferior, sobre esta barra se apoya el sistema de rotación del plano flexión-extensión Cubital-Radial.	Plástico ABS
4	Motor Rotacional Inferior (SMC Series CRB2), este permite la rotación en el plano lateral.	Aluminio- Acero
5	Barra de Apoyo de antebrazo.	Aluminio
6	Motor Rotacional superior (SMC Series CRB2), este permite la rotación en el plano flexión-extensión Dorsal-Palmar.	Aluminio- Acero
7	Barra roscada de ajuste, permite el ajuste del dispositivo a diferentes tamaños de mano.	Acero
8	Barra de apoyo del antebrazo	Aluminio
9	Elemento deslizante, permite el ajuste del dispositivo a diferentes tamaños de mano.	Plástico ABS
10	Tornillo de Ajuste	Acero
11	Barra Estructural Móvil.	Aluminio
12	Barra de Ajuste para la mano.	Plástico ABS
13	Barra de soporte del motor rotacional inferior.	Aluminio

Grados de Libertad de la propuesta B.

El dispositivo de rehabilitación estacionario permite dos grados de Libertad principalmente, es decir dos rotaciones controladas alrededor de la articulación de la muñeca, una en el plano de flexión-extensión Dorsal-Palmar, como se aprecia en la figura 21 y la otra en el plano Cubital-Radial, como se muestra en la figura 22. Adicionalmente el Dispositivo cuenta con un par cinemático Helicoidal (tornillo de ajuste) que permite la adaptación del mismo a diferentes tamaños de manos de pacientes lesionados.

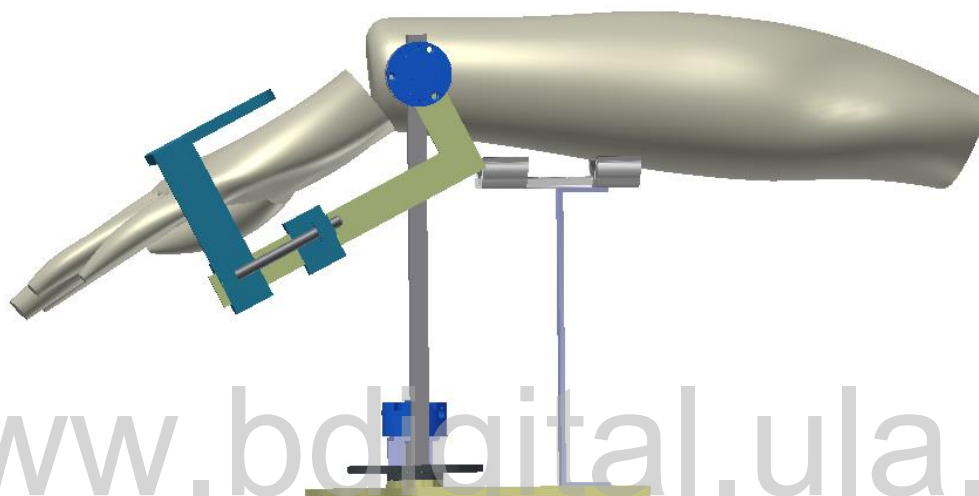


Figura 21. Rotación del dispositivo de rehabilitación en el Plano de flexión Dorsal-Palmar.

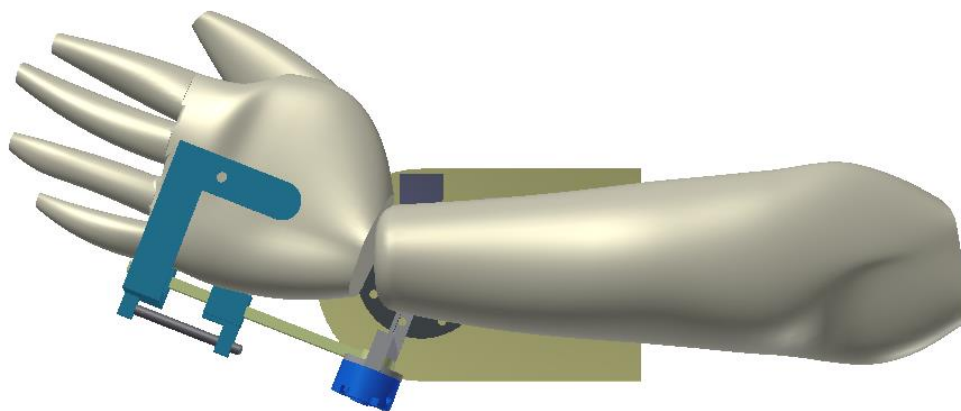
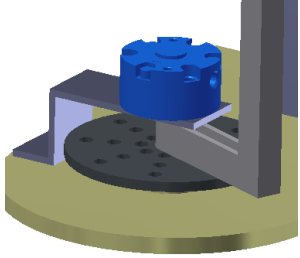
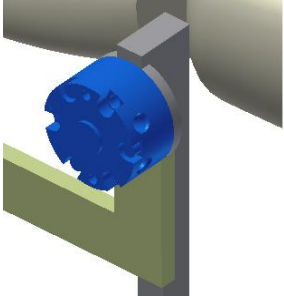
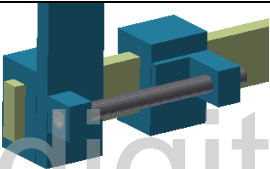
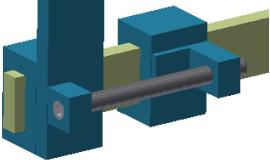


Figura 22. Rotación del dispositivo de rehabilitación en el Plano Radial-Cubital.

Pares Cinemáticos de la propuesta B.

El dispositivo de rehabilitación se encuentra constituido principalmente de tres pares cinemáticos de revolución, dos pares cinemáticos prismático y un par cinemático helicoidal, como se detallan en la tabla 5.

Tabla 5. Pares Cinemático del Dispositivo de Rehabilitación propuesta B.

Par Cinemático Revolución	 Junta Inferior	 Junta Superior
Par Cinemático Prismático	 Barra Deslizante	
Par Cinemático Helicoidal	 Barra roscada	

6.2.3. Propuesta C (Dispositivo de Rehabilitación Estacionario con sistema de transmisión por engrane).

El diseño propuesto C, se puede describir como un dispositivo robótico estacionario constituido principalmente por dos grados de libertad, permitiendo la rotación en el plano flexión-extensión Palmar-Dorsal y en el plano Cubital-Radial de la articulación de la muñeca. Este dispositivo se caracteriza por ser usado como una estación de rehabilitación, que a diferencia de los otros prototipos este posee la capacidad de grabar, almacenar y ejecutar rutina pre-grabadas y rutinas grabadas en tiempo real ejecutadas por los médicos especialistas. Adicionalmente este dispositivo cuenta con motores paso a paso y encoders rotacionales (STM17S-1X Simple) representados en la figura 23, y que al ser combinados con el sistema de transmisión por engrane con relación de 4:1, permiten alcanzar una mayor precisión del movimiento y mayor potencia de trabajo con respecto a las propuestas anteriores. La propuesta C a diferencia de las otras propuestas se encuentra constituido principalmente por dieciocho piezas mecánicas descritas en la tabla 6, y esto produce a su vez un aumento en los costos de fabricación del equipo.

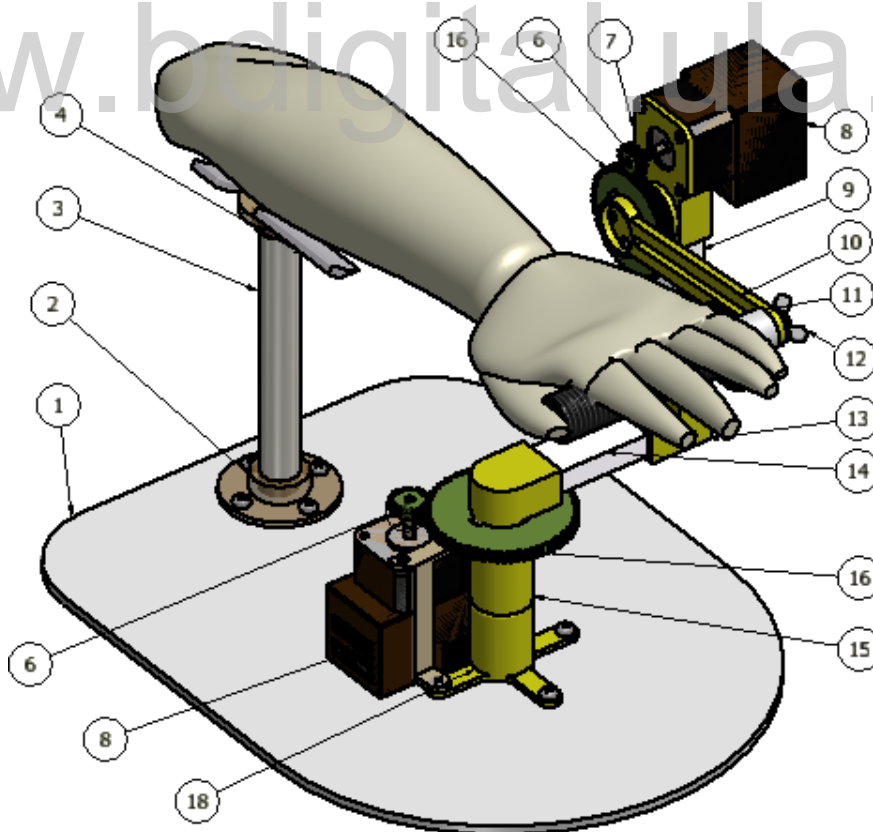


Figura 23. Partes del Dispositivo de rehabilitación de la propuesta C.

Tabla 6. Descripción de las Piezas principales de la C

N°	Descripción	Material
1	Base de apoyo	Aluminio
2	Soporte base de antebrazo	Plástico ABS
3	Tubo estructural circular	Aluminio
4	Soporte superior del antebrazo	Aluminio
6	Engranés Piñón (4:1) del motor paso a paso	Plástico ABS
7	Base superior del motor paso a paso superior	Plástico ABS
8	Motor paso a paso (STM17S-1X Simple)	Acero-Aluminio-Plástico
9	Barra Estructural Perfil Rectangular	Aluminio
10	Barra de soporte acanalada	Plástico ABS
11	Mango de Agarre	Plástico ABS
12	Tornillo de Mariposa	Acero
13	Junta de Unión	Plástico ABS
14	Barra Estructural Perfil Rectangular	Aluminio
15	Base Giratoria con rodamiento axial	Plástico ABS
16	Engranés Corona (4:1) del motor paso a paso	Plástico ABS
18	Base Giratoria Inferior con rodamiento axial	Plástico ABS

www.bdigital.ula.ve

Grados de Libertad de la propuesta C.

El dispositivo de rehabilitación estacionario permite dos grados de Libertad principalmente, es decir dos rotaciones controladas alrededor de la articulación de la muñeca, una en el plano de flexión-extensión Dorsal-Palmar y la otra en el plano Cubital-Radial. Adicional el Dispositivo cuenta con un par cinemático Helicoidal (tornillo de ajuste) que permite la adaptación del mismo a diferentes tamaños de manos de pacientes lesionados, como se puede apreciar en las figura 24 y 25.

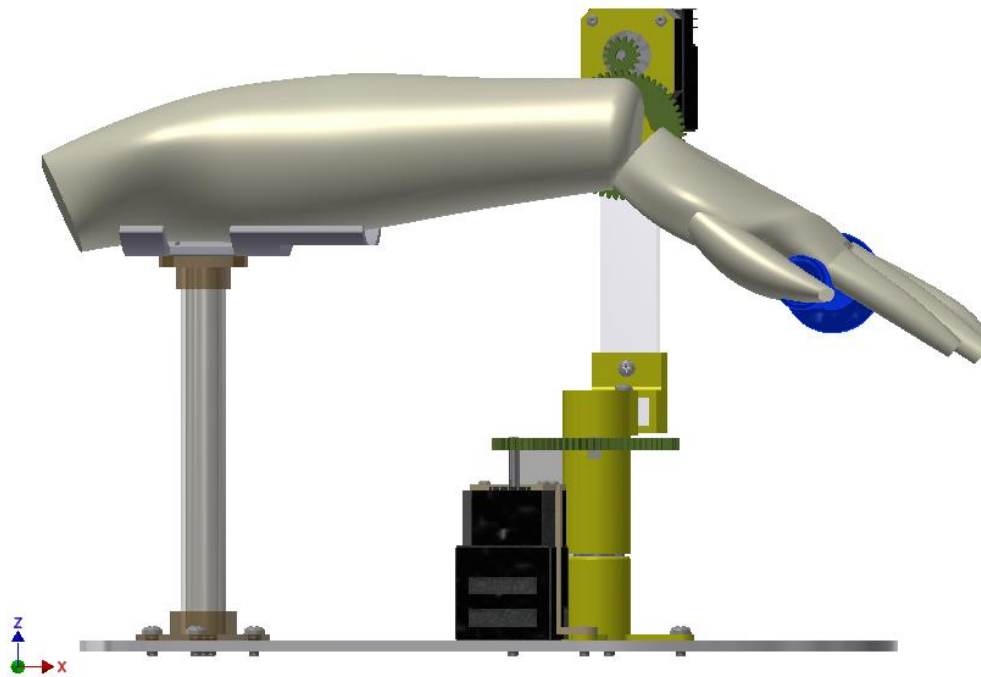


Figura 24. Rotación del dispositivo de rehabilitación en el Plano flexión-extensión Dorsal-Palmar propuesta C.

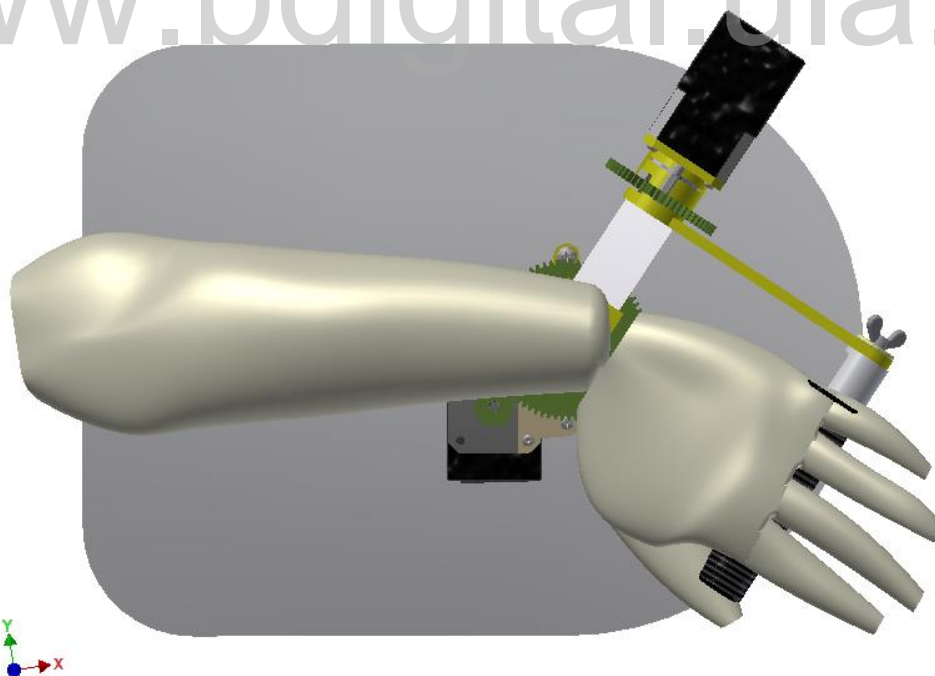
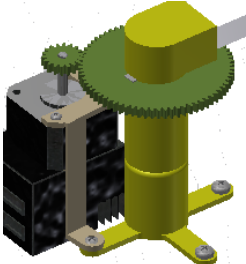
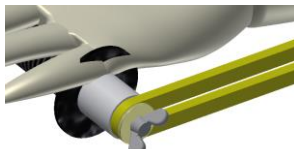
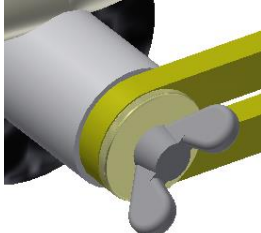
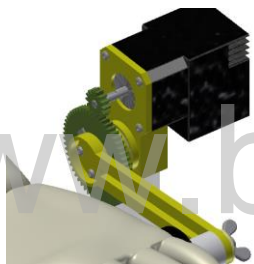


Figura 25. Rotación del dispositivo de rehabilitación en el Plano Cubital-Radial propuesta C.

Pares Cinemáticos de la propuesta C.

El dispositivo de rehabilitación se encuentra constituido principalmente de tres pares cinemáticos de revolución, dos pares cinemáticos prismático y un par cinemático helicoidal como se muestra en la tabla 7.

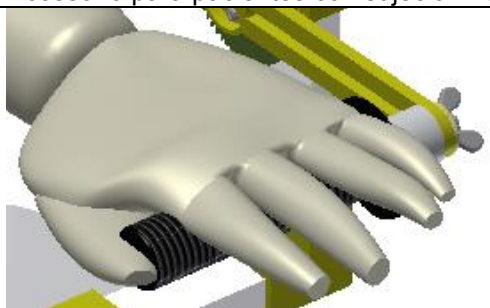
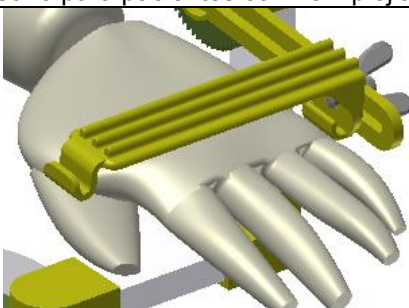
Tabla 7. Pares Cinemático del Dispositivo de Rehabilitación propuesta C.

Par Cinemático Revolución	Par Cinemático Pris.	Par Cinemático Helicoidal
 Junta Inferior	 Barra Deslizante	 Barra roscada
 Junta Superior		

Incorporación del accesorio de ajuste para la mano.

En la propuesta C, se diseñó y se incorporó un accesorio que permite cambiar el tipo de agarre para pacientes con sujeción de mano normal y para pacientes con hemiplejía, es decir, pacientes que con dificultad para cerrar la mano, ver tabla 8.

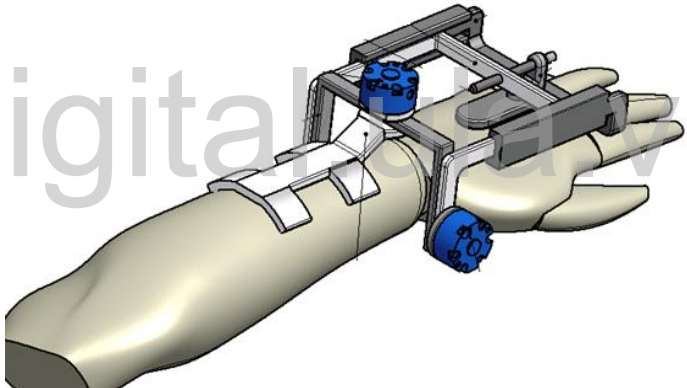
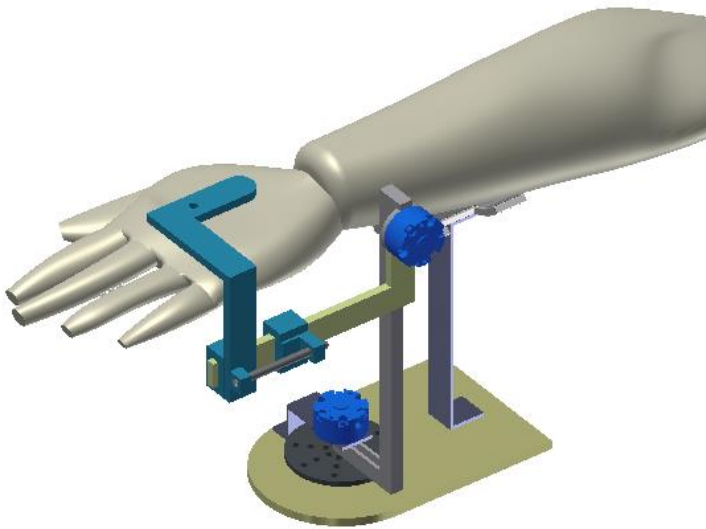
Tabla 8. Accesorios de la propuesta C.

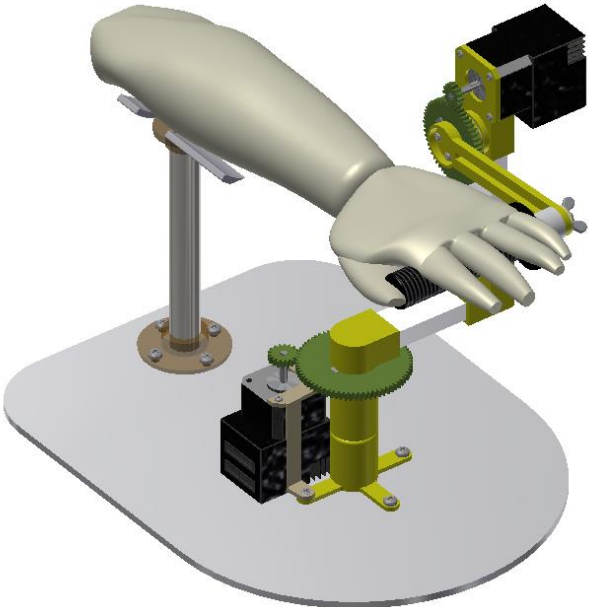
Accesorio para pacientes con sujeción normal.	Accesorio para pacientes con hemiplejía.
	

6.3. Selección de las propuestas de diseño empleando el Proceso Analítico de Jerarquía.

Para la selección objetiva de la propuesta de diseño más adecuada para el desarrollo del equipo de rehabilitación, se elaboró una tabla comparativa con las tres diferentes propuestas con sus respectivas características principales, como se detalla en la tabla 9, y se procedió a emplear el método del Proceso Analítico de Jerarquía (Saaty, 1998), la metodología toma en cuenta las ponderaciones asignadas a los diferentes criterios y requerimientos de diseño, y junto con una serie de cálculos matemáticos de vectores propios permite seleccionar la propuesta que cumpla con la mayoría de los requerimientos de diseño.

Tabla 9. Tabla comparativa de las propuestas de diseño.

Propuestas	Propuestas
Propuesta A Se caracteriza por ser un dispositivo portátil, que facilita su transportabilidad y permite realizar rutina prediseñadas en el computador. Peso Considerable (0.5 kg) apoyado en la mano, potencia trabajo baja. Costo Medio. Adicionalmente existen limitaciones relacionadas con el peso que pueda soportar el paciente sobre la mano produciendo fatiga en el mismo.	
Propuesta B Se caracteriza por ser un dispositivo estacionario, capaz de realizar rutinas prediseñadas en el computador, el peso se concentra sobre la mesa de trabajo, potencia de trabajo baja y costo medio. Este dispositivo posee las desventajas de no poder grabar rutinas en tiempo real y de ejecutar rutinas con torques limitados debido a que sus motores rotacionales son de potencia limitada.	

Propuesta C Se caracteriza por ser un dispositivo estacionario, capaz de grabar, almacenar y ejecutar mediante interfaz equipo-computador las rutinas establecidas por especialistas. El peso de este se concentra sobre la mesa de trabajo, posee potencia de trabajo alta. Costo mayor. Este equipo al ser empleado como una estación de trabajo el paciente puede sentarse cómodamente y apoyar el brazo sobre el equipo y realizar satisfactoriamente las rutinas de rehabilitación.	
---	--

Para aplicar la metodología se procedió a establecer los criterios de evaluación de las propuestas diseño a partir de los requerimientos planteados para el dispositivo de rehabilitación definidos en la fase II del proceso de diseño. Estos requerimientos se agruparon en cuatro Criterios de evaluación principales, tales como: Funcionales, Ergonómicos, Formales y Tecnológicos, los cuales se encuentran descritos en la Tabla 10. Luego de establecer los criterios y subcriterios de evaluación, se procedió a agruparlos dentro de un árbol de jerarquía por nivel de dependencia, reservando el primer nivel para los aspectos generales de diseño (Funcionales, Ergonómicos, Formales y Tecnológicos), y los niveles siguientes para los subcriterios dependientes de cada uno de los aspectos generales de diseño, como se aprecia en la figura 27.

En la siguiente figura se presentan los criterios y subcriterios de evaluación de las propuestas de diseño ramificadas desde el primer nivel de jerarquización conformado por los cuatro criterios principales.

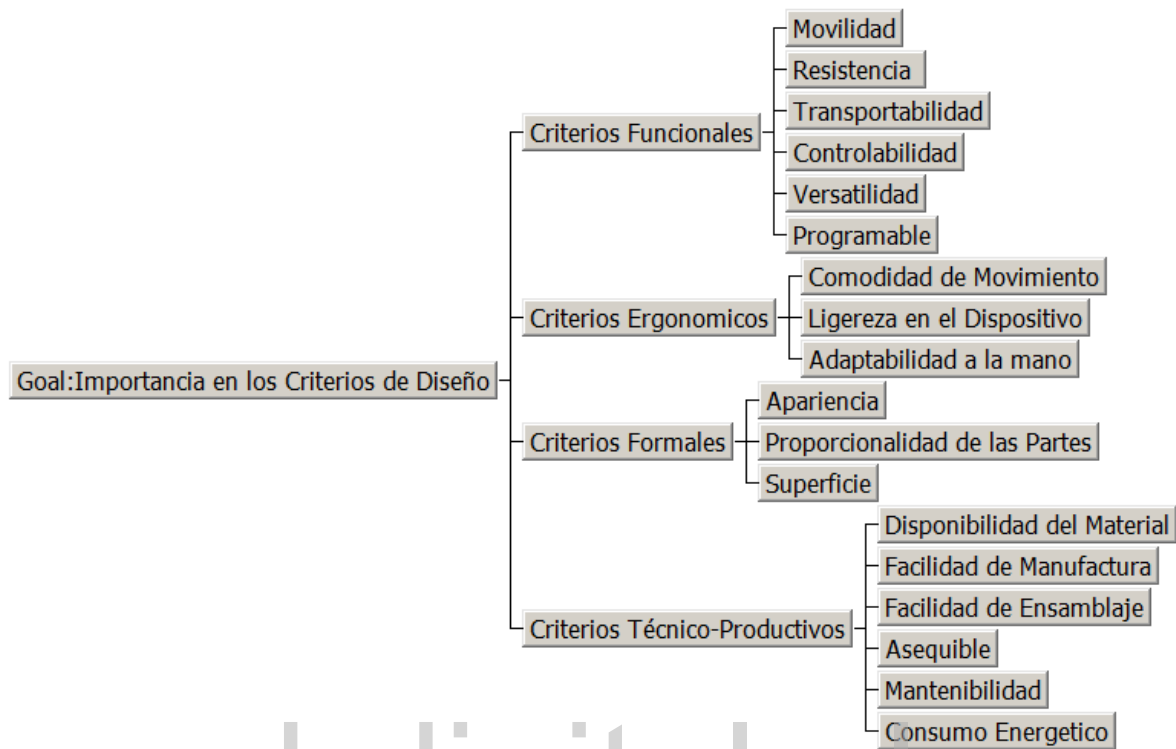


Figura 27. Árbol de Jerarquía de los Criterios de Diseño (ExpertChoice).

Al establecer el árbol jerárquico de los criterios y subcriterios de evaluación se procedió a asignar las ponderaciones de importancia mediante matrices de comparaciones entre los criterios y subcriterios de cada nivel. Para el establecimiento de las ponderaciones y la realización de las comparaciones se consultó a varios profesores de los postgrados de Ingeniería Mecánica e Ingeniería Biomédica de la Universidad de Los Andes. La escala de comparación para la asignación de las ponderaciones va desde el número 9 (ponderación extrema), 8 (ponderación muy fuerte), 7 (ponderación fuerte), 6, 5 (ponderación media), 4, 3, 2, 1 (igual ponderación), 2, 3, 4, 5 (ponderación media), 6, 7 (ponderación fuerte), 8 (ponderación muy fuerte), 9 (ponderación extrema), al momento de comparar se debe tener en cuenta que cuando el valor del número ponderado es de color **negro** indica que el criterio o alternativa de la izquierda es superior al de la derecha, y cuando el valor del número ponderado es de color **rojo** indica que el criterio o alternativa de la derecha es superior al de la izquierda (Saaty, 1988). En la Tabla 10 se muestra una de las matrices de comparación utilizadas para la asignación de peso y el nivel de importancia en los criterios principales del 1er nivel.

Tabla 10. Matriz de comparación entre los criterios del 1er nivel.

	Criterios Funcionales	Criterios Ergonómicos	Criterios Formales	Criterios Técnico - Productivo
Criterios Funcionales	1	4	7	2
Criterios Ergonómicos		1	4	2
Criterios Formales			1	4
Criterios Técnico-Productivos				1

En las siguientes Tablas 11, 12, 13 y 14, se presentan las matrices de comparación y asignación del peso o nivel de importancia entre los subcriterios de evaluación de la rama del diseño funcional, ergonómico, formal y técnico-productivo.

Tabla 11. Matriz de comparación de los Subcriterios Funcionales.

	Movilidad	Resistencia	Transportable	Controlable	Versatilidad	Programable
Movilidad	1	4	3	1	4	1
Resistencia		1	3	2	2	2
Transportable			1	4	2	4
Controlable				1	4	1
Versatilidad					1	4
Programable						1

Tabla 12. Matriz de comparación de los Subcriterios Ergonómicos.

	Comodidad de Movimiento	Ligereza del Dispositivo	Adaptabilidad a la mano
Comodidad de Movimiento	1	2	1
Ligereza del Dispositivo		1	2
Adaptabilidad a la mano			1

Tabla 13. Matriz de comparación de los Subcriterios Formales.

	Apariencia	Proporcionalidad de las Partes	Superficie
Apariencia	1	3	2
Proporcionalidad de las Partes		1	3
Superficie			1

Tabla 14. Matriz de comparación de los Subcriterios Técnico-Productivos.

	Disponibilidad del material	Facilidad de Manufactura	Facilidad de Ensamblaje	Asequible	Mantenibilidad	Consumo Energético
Disponibilidad del material	1	4	3	1	4	1
Facilidad de Manufactura		1	3	2	2	2
Facilidad de Ensamblaje			1	4	2	4
Asequible				1	4	1
Mantenibilidad					1	4
Consumo Energético						1

Al terminar de establecer todas las ponderaciones en las matrices de comparación en todos los niveles de jerarquización, se procedió a introducir los datos en un software de selección de alternativas mediante múltiples criterios, denominado ExpertChoise (ExpertChoise, 2010). Este programa permite realizar un análisis en la información introducida y mostrar el porcentaje del peso de importancia en los criterios y subcriterios planteados para alcanzar el objetivo planteado en el árbol de jerarquía, tal como se muestra en la figura 28.

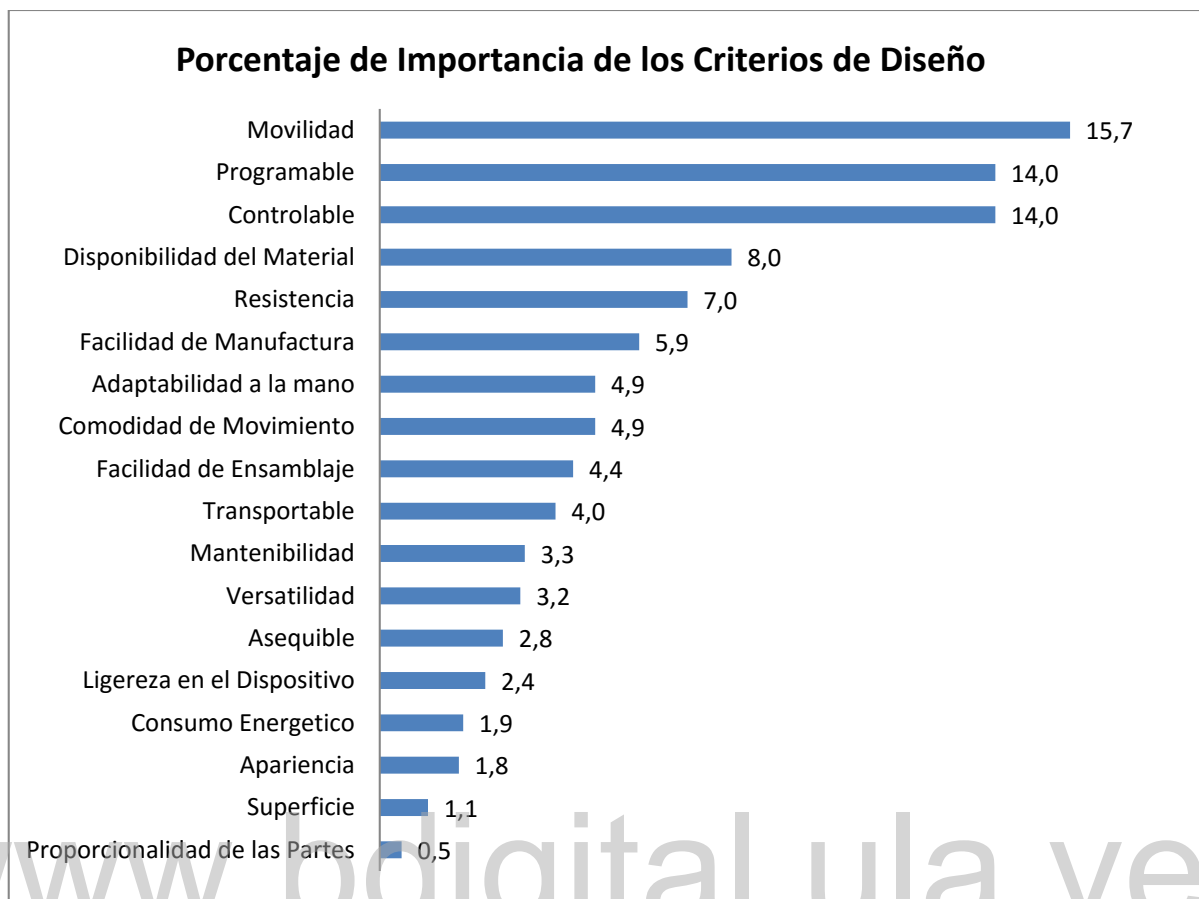


Figura 28. Porcentaje de Importancia de los Criterios de Diseño.

En un primer análisis general realizado en el programa, se determinó que los criterios de diseño a los cuales se les debían dedicar una mayor importancia en el diseño del dispositivo de rehabilitación fueron: Movilidad (15.7%), Programable (14%) y Controlable (14%), estos criterios muestra que el diseño presentará un mayor énfasis en su aspecto funcional.

6.4. Evaluación de las propuestas mediante el Proceso Analítico de Jerarquía.

Para poder realizar la selección de la propuesta, se comparó y evaluó cada propuesta con respecto a cada uno de los dieciochos subcriterios establecido en la etapa anterior. Esta comparación se realizó mediante la realización de matrices de comparación de subcriterios, en el cual se evaluó la propuesta A con respecto a la propuesta B y Propuesta C. En la Tabla 15 se presenta un ejemplo de la

aplicación de la matriz de comparación de las propuestas con respecto al subcriterio de Programable.

Tabla 15. Matriz de Comparación de la Propuesta A y la propuesta B con respecto al subcriterio de Programable.

Criterio (Programable)	Propuesta A	Propuesta B	Propuesta C
Propuesta A	1	1	2
Propuesta B		1	2
Propuesta C			1

Luego de comparar y evaluar la propuesta A, la propuesta B y la propuesta C a través de las matrices de comparación se obtuvieron los siguientes resultados mostrados en la figura 29.

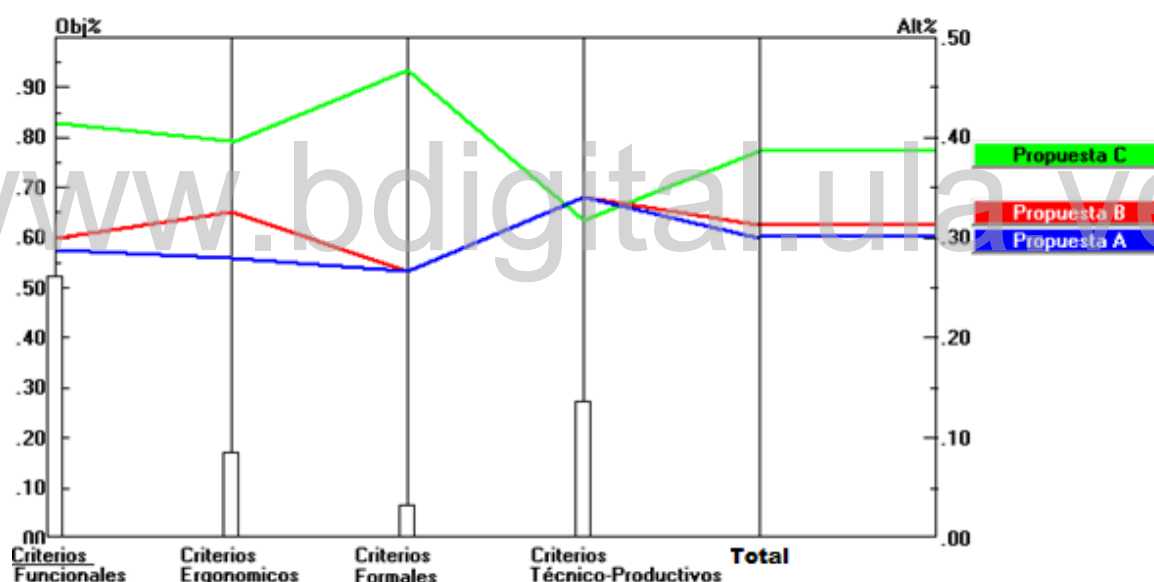


Figura 29. Análisis de Selección de Propuestas (ExpertChoice).

Al evaluar las tres propuestas a través del método de Proceso Analítico de Jerarquía, se pudo observar que la propuesta C supera a la propuesta B y a la propuesta A en la mayoría de los criterios de evaluación tanto como funcionales, ergonómicos y formales, para el caso de los criterios técnicos productivos la propuesta C presentó una ponderación menor con respecto a las otras propuestas debido a que esta posee un costo de fabricación mayor, un consumo energético

mayor motivado a que los motores seleccionados son de mayor potencia, y debido a que al poseer un mayor número de piezas requiere un mayor tiempo en el ensamblado. En general al considerar todos los criterios de diseño en la valoración de las propuestas se determinó que existe una mayor tendencia de elección con un valor del 38.6% para la propuesta C, 31.3% para la propuesta B y de un 30.1% para la propuesta A.

Al considerar los resultados obtenidos mediante la aplicación de la metodología del proceso analítico de jerarquía, se seleccionó la propuesta C, mostrada en la figura 30 y detallada su dimensionamiento general en la figura A.1., debido a que esta presentó una mayor tendencia de elección, por lo cual se consideró realizar los análisis pertinentes en la fase de diseño de detalle.

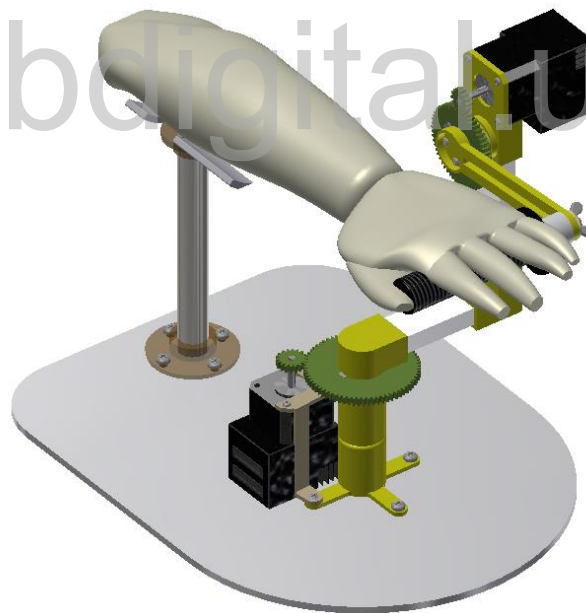


Figura 30. Propuesta de Diseño Final.

CAPÍTULO VII. DESARROLLO DE PROTOTIPO FUNCIONAL-CONCEPTUAL.

En este apartado se plantea el desarrollo de un prototipo funcional-conceptual mediante el cual se pudo obtener la data experimental de las rutinas de rehabilitación establecidas por los médicos especialistas en fisioterapia. Adicionalmente se plantea el programa controlador del dispositivo funcional-conceptual para la rehabilitación de la articulación de la muñeca.

7.1. Componentes Principales del Dispositivo Funcional-conceptual de Rehabilitación de muñeca.

Para el desarrollo del dispositivo de rehabilitación funcional-conceptual se emplearon variados componentes comerciales tales como el sistema de movilidad de cámara controlada modelo PT785-S Pan, fabricado por la compañía Servocity. Este elemento posee un sistema de transmisión por engrane 3.8:1, con dos grados de libertad controlados por el movimiento de dos servo motores Hitec HS-785HB, estos servos de rotación son del tipo semi-continuo debido a que alcanza dar 3.5 vueltas de rotación.



Figura 31. Soporte de Cámara Móvil PT785-S. (Tomado de www.servocity.com).

Otros de los elementos empleados para ensamblar el modelo funcional-conceptual fue el microcontrolador Arduino Uno R3. Esta tarjeta Arduino es una plataforma electrónica open-hardware que se emplea para la creación y diseños de prototipos. Está tarjeta cuenta con un microcontrolador que permite conectar sensores, actuadores y otros elementos mediante sus entradas y salidas, analógicas y digitales, como se muestra en la figura 32. Para el caso del prototipo funcional-conceptual se emplearon potenciómetros rotacionales para medir el ángulo de posicionamiento de los diferentes planos de giro. Estos potenciómetros se conectaron en las entradas analógicas de la tarjeta Arduino para adquirir los datos de posicionamiento, que luego a través de una interfaz de MATLAB GUI-Arduino se logró controlar el posicionamiento de los servos motores HITEC en el dispositivo.



Figura 32. Microcontrolador Arduino UNO R3. (Fuente www.arduino.es).

7.2 Prototipo Funcional-Conceptual del dispositivo de Rehabilitación de muñeca.

El prototipo funcional-conceptual para rehabilitación de muñeca se desarrolló con el fin de poder probar el concepto de diseño y de obtener, almacenar y ejecutar los datos obtenidos de las rutinas reales realizadas por los médicos especialistas en fisioterapia en el Servicio de Fisioterapia del Hospital Universitario de los Andes IAHULA.

El dispositivo funcional-conceptual consta de una superficie de apoyo para el antebrazo, un elemento de sujeción para pacientes con capacidad de sujeción de la mano y un elemento o accesorio para pacientes con discapacidad en sujeción de la mano. Adicionalmente, al dispositivo se le adaptó la base de cámara móvil PT785-S activada por servos motores HITEC HS-785HB, a esta base de cámara se le adaptó un elemento que hace la función de mango de agarre, siendo esta pieza impresa en 3D en plástico PLA (Acido Poli-láctico).

Otros de los elementos adaptados al dispositivo fueron los dos potenciómetros rotacionales instalados en los ejes de rotación de la base de la cámara. Estos elementos permiten sensor la rotación del dispositivo en un rango de 270°, que luego son adquiridos mediante la tarjeta ARDUINO UNO R3, el prototipo ensamblado se muestra en la figura 33.

Para el control del dispositivo se desarrolló un programa macro de interfaz entre MATLAB GUI y el software Arduino 1.0.6., que tiene la función de adquirir, almacenar y ejecutar los registros relacionados con las rutinas de rehabilitación mediante la tarjeta ARDUINO UNO R3.

En la Tabla 16 se muestra las especificaciones técnicas de los diferentes componentes con que se construyó el prototipo funcional-conceptual del dispositivo de rehabilitación de articulación de muñeca.

Tabla 16. Ficha Técnica del Dispositivo de Rehabilitación de muñeca funcional-conceptual.

Piezas	Descripción
Dispositivo de Rehabilitación Funcional-Conceptual	Rango de trabajo Plano Flexión-Extensión -90° a 90°, plano Dorsal-Lateral -70° a 70°. Ajuste de altura en el posicionamiento del antebrazo. Ajuste en la longitud de la mano. Voltaje de Alimentación 110V, 60Hz
Servos Motores HITEC HS-785HB	Servos motores de 3.5 revoluciones, voltaje de entrada de 5-6 V.
Tarjeta Arduino UNO R3	Microcontrolador ATmega328, voltaje de operación 5V, voltaje de alimentación 7-12 V, pines digitales I/O 14 (6 con PWM (Pulse Width Modulation)), pines entrada analógica 6, programación por medio USB, frecuencia reloj 16MHz.
Potenciómetros Rotacionales	10 KΩ, rotación 270°
Protoboard WB-100	Elemento conector entre los servos, potenciómetros a la tarjeta Arduino.
Cables	Cables de Red

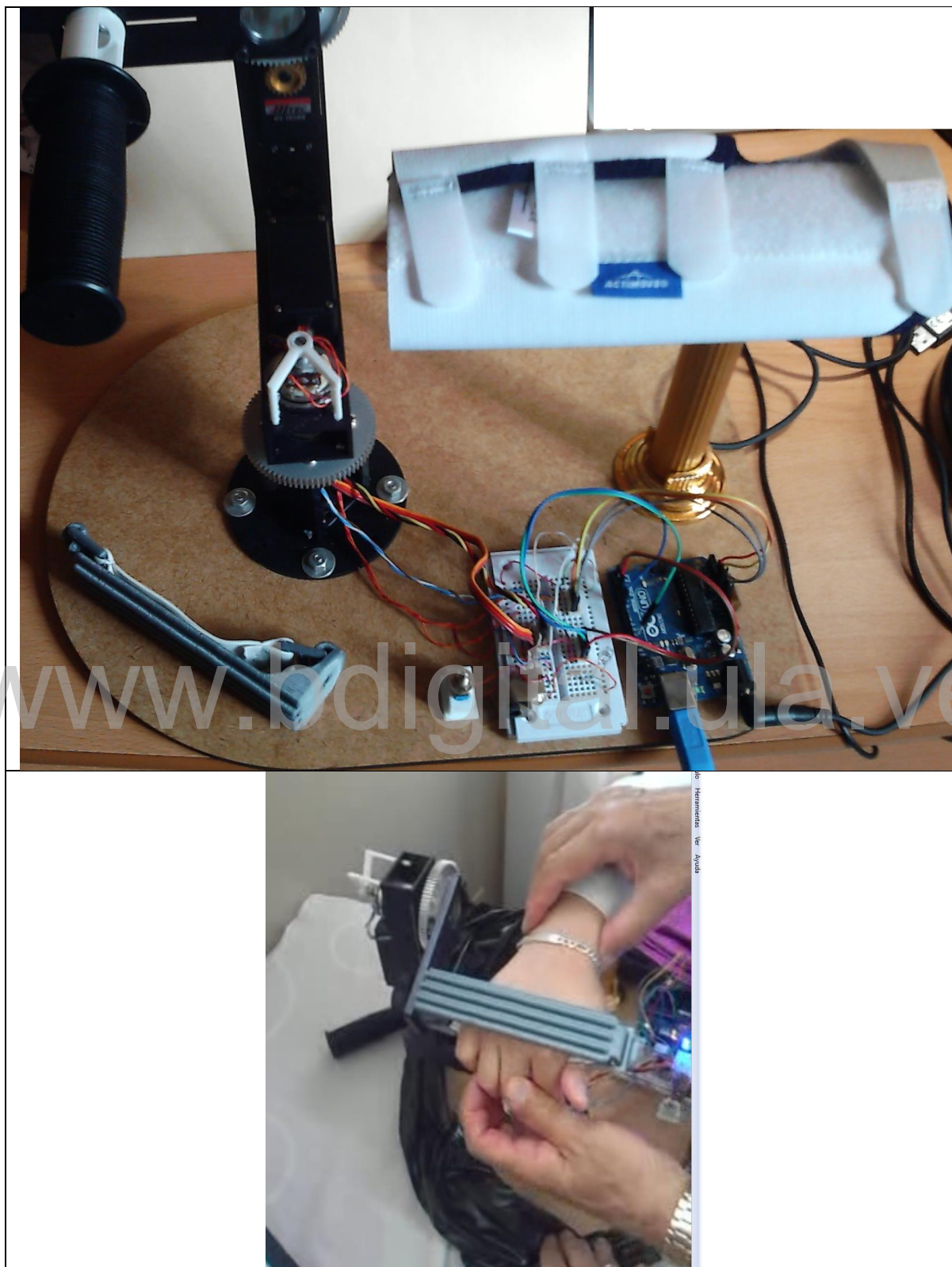


Figura 33. Dispositivo Funcional-Conceptual del Equipo de Rehabilitación de Muñeca.

7.3. Programa Controlador MATLAB GUI – ARDUINO 1.0.6.

Para el control del dispositivo de rehabilitación se desarrolló una interfaz MATLAB GUI – Arduino 1.0.6. mostrada en la figura 34, el cual permite adquirir los diferentes valores de la posición angular en función del tiempo a una frecuencia de 10 muestras/s, así como de almacenar y ejecutar los registros asociados a las rutinas establecidas por los médicos especialista en fisioterapia.

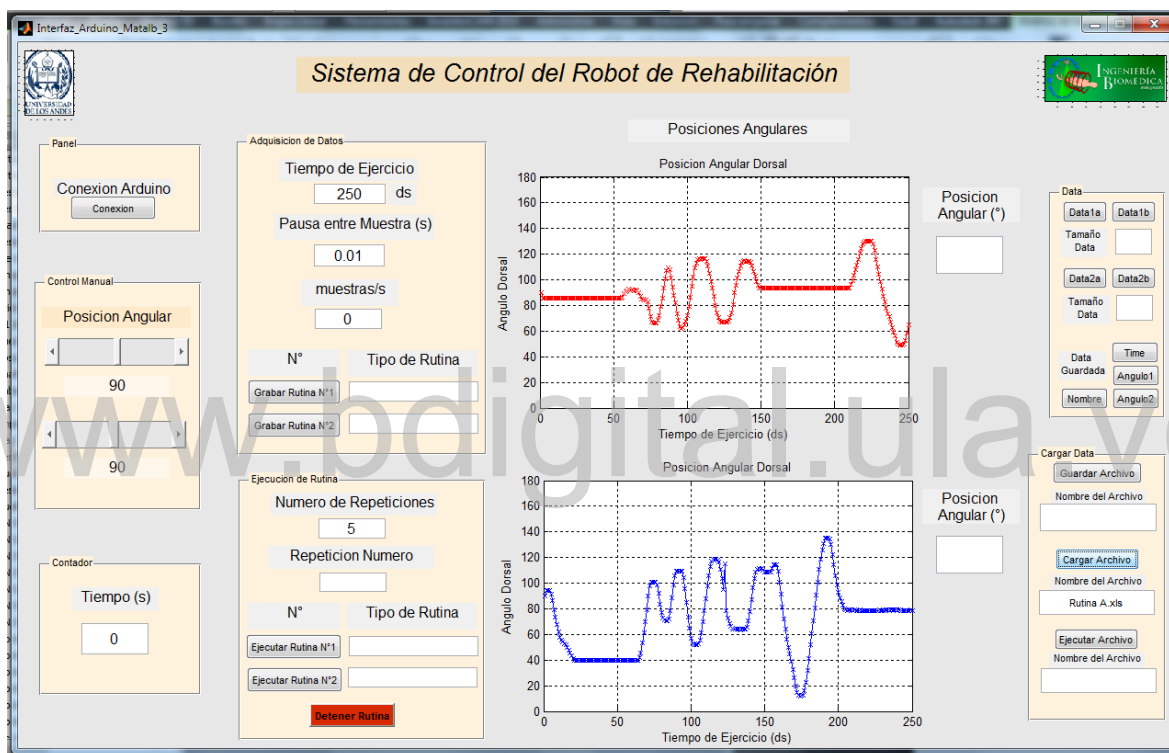


Figura 34. Programa Controlador del Dispositivo Funcional-Conceptual de Rehabilitación.

Módulos principales de Funcionamiento.

El programa desarrollado consta de nueve módulos esencialmente, estos módulos controlan las diversas funciones del dispositivo de rehabilitación, este esquema se presenta en la figura 35.

- 1) Módulo de Conexión: este módulo se utiliza para la conexión entre el programa controlador y la tarjeta Arduino UNO R3, al hacerle click en el botón inicia el proceso de conexión entre ambos elementos.
- 2) Módulo de Control de servos manual: este módulo permite controlar cada grado de libertad del dispositivo de forma independiente a través barra de comando slider. Adicionalmente, permite posicionar o ajustar manualmente la posición inicial de trabajo del dispositivo.
- 3) Modulo Temporizador: este módulo permite contabilizar el tiempo transcurrido durante la realización de la rutina de rehabilitación.
- 4) Módulo de Adquisición de Datos: este módulo permite grabar las diversas rutinas de rehabilitación en un tiempo determinado de forma temporal.
- 5) Módulo de Ejecución de rutinas de rehabilitación pre-registradas: este módulo permite ejecutar las rutinas grabadas temporalmente en el módulo de adquisición de data.
- 6) Módulo de parada de emergencia: este módulo permite parar la ejecución de las rutinas de forma inmediata en caso de que se presente algún imprevisto.
- 7) Módulo de Monitoreo: este módulo permite monitorear en tiempo real las rutinas pregrabadas o grabadas al instante, así como monitorear en tiempo real la ejecución de las rutinas pregrabadas, cabe destacar que en este módulo se observa la variación de la posición angular del dispositivo en los dos planos de estudio con respecto al tiempo.
- 8) Módulo de Almacenamiento Temporal: en este módulo se almacena temporalmente los datos adquiridos de posicionamiento angular de los dos planos de estudio del dispositivo.
- 9) Módulo de Almacenamiento y Ejecución Permanente, a través de este módulo el programa permite almacenar, cargar y ejecutar las rutinas pregrabadas o grabadas al momento mediante el uso de archivos de datos de formato .xls.

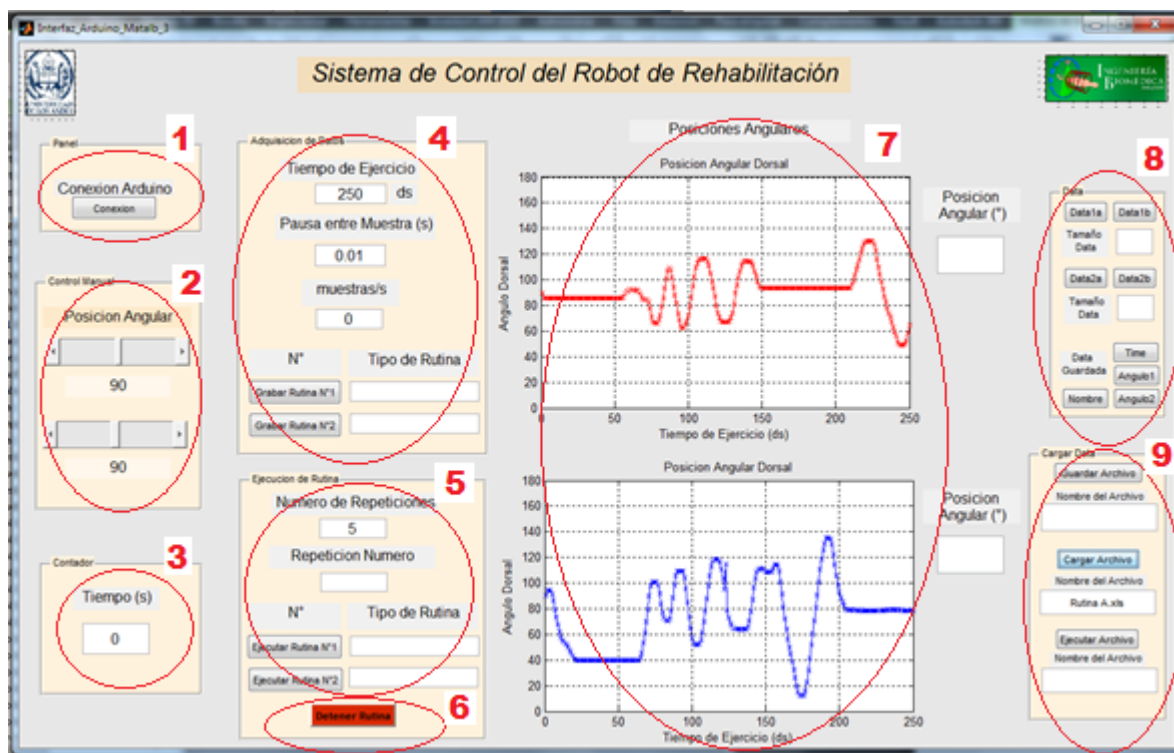


Figura 35. Módulos de funcionamiento del Programa Controlador del Dispositivo Funcional-Conceptual de Rehabilitación.

7.4. Adquisición de los datos de posicionamiento angular en función del tiempo capturados en tiempo real a través del dispositivo de rehabilitación.

A través del dispositivo funcional-conceptual de rehabilitación se pudo adquirir rutinas de rehabilitación de la articulación muñeca en tiempo real realizadas por los médicos especialistas del servicio de fisioterapia del IAHULA para comprobar el funcionamiento del mismo, pudiéndose obtener así los datos reales para realizar los análisis cinemáticos y cinéticos en la propuesta final seleccionada en el capítulo anterior, en la figura 36 se muestra el uso del dispositivo funcional-conceptual para la adquisición de los datos. Al conocer los datos de posicionamiento angular con respecto al tiempo se podrá analizar de forma más detallada el comportamiento estructural y cinemático del dispositivo de rehabilitación en ambiente controlado.



Figura 36. Grabación de Rutina de rehabilitación realizada por los especialistas del IAHULA.

Rutinas de Rehabilitación realizadas por los médicos especialista del servicio de fisiatría del Hospital IAHULA.

Rutina de rehabilitación A.

La rutina A es una rutina de movimiento oscilatoria independiente en el que se realiza movimientos oscilatorio intermitente entre planos de rehabilitación, es decir se inicia el movimiento oscilatorio en el plano flexión-extensión Palmar-Dorsal mientras que en el plano Cubital-Radial se encuentra sin movimiento, como se muestra en la figura 37, y luego a los 125 deci-segundos se invierten los movimientos, es decir en el plano Cubital-Radial se inicia los movimientos oscilatorios y en el plano flexión-extensión Dorsal-Palmar se mantiene sin movilidad hasta completar la rutina a los 250 ds.

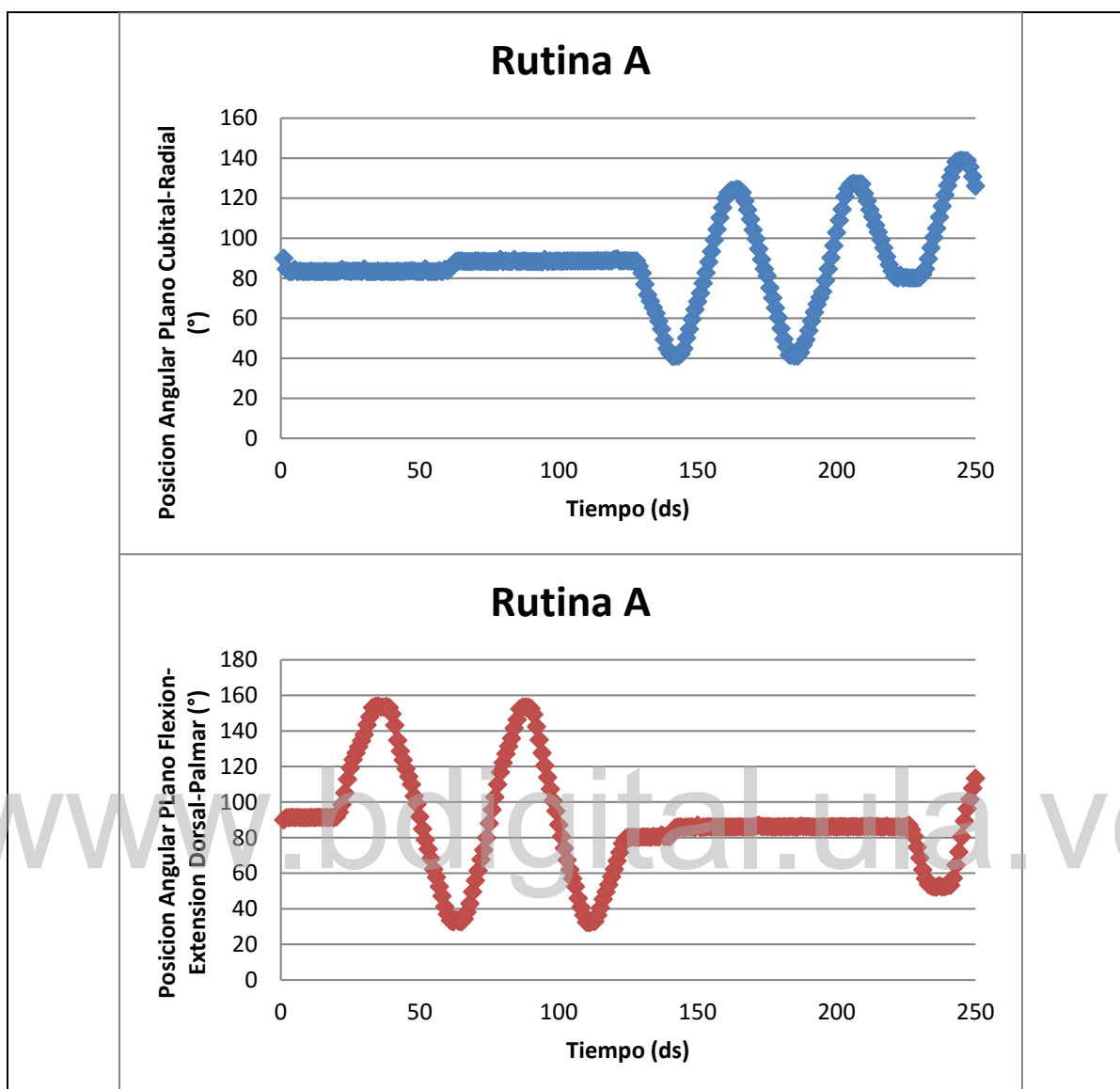


Figura 37. Rutina de rehabilitación A realizadas por los especialistas del IAHULA.

Rutina de rehabilitación B.

La Rutina B, es una rutina de movimiento circular combinado en el que se inicia con movimientos de arco circulares limitados y se va incrementando el tamaño del arco circular con respecto al tiempo tanto en el plano Cubital-Radial como en el plano flexión-extensión Dorsal-Palmar, como se muestra en la figura 38.

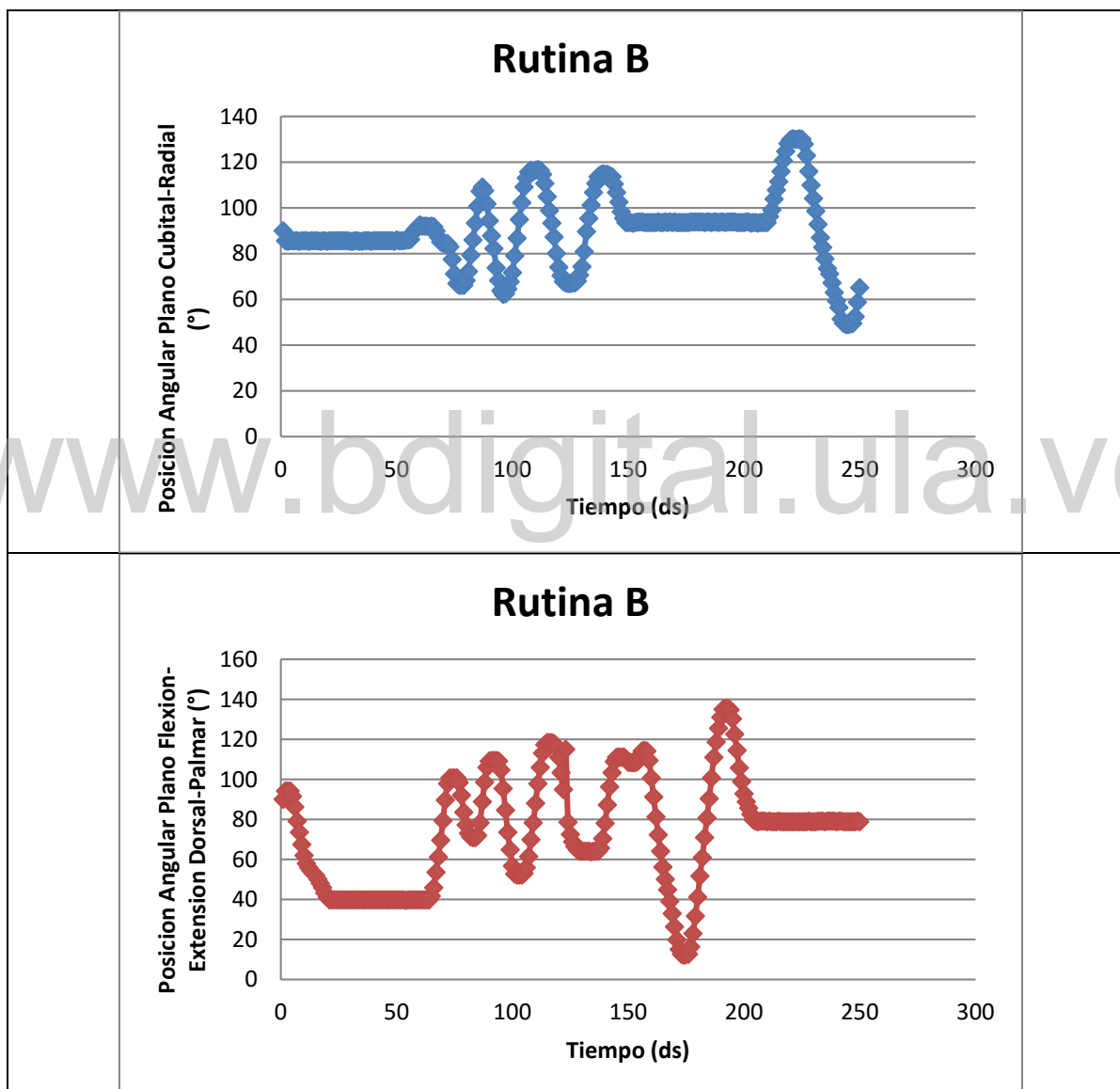


Figura 38. Rutina de rehabilitación B realizadas por los especialistas del IAHULA.

Rutina de rehabilitación C.

La Rutina C, es una rutina de movimiento circular combinado en el que se inicia con movimientos de arco circulares de gran amplitud tanto en el plano lateral Cubital-Radial como en el plano flexión-extensión Dorsal-Palmar, como se muestra en la figura 39. Este tipo de movimiento se realiza al finalizar la segunda fase de rehabilitación, comenzando posteriormente con la tercera fase de la rehabilitación que consiste en la potenciación de la masa muscular de la articulación de la muñeca, es decir, la fase de tonificación.

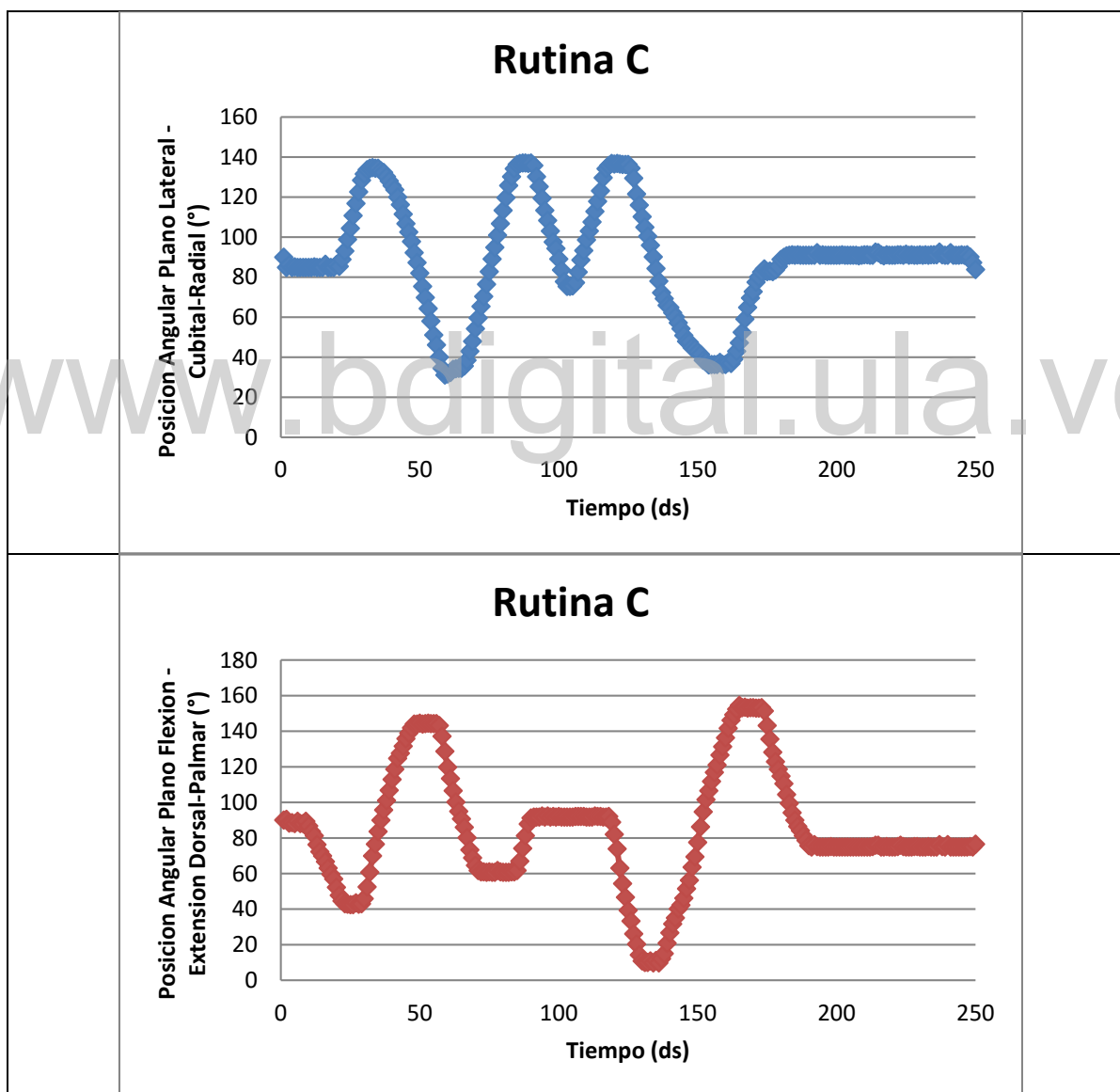


Figura 39. Rutina de rehabilitación C realizadas por los especialistas del IAHULA.

CAPÍTULO VIII. DISEÑO DE INGENIERÍA DE DETALLE

En este capítulo se presenta una breve descripción de los estudios realizados en las diversas áreas: biomecánico, cinemático, cinético y estructural a la propuesta de diseño seleccionada. Adicionalmente, se presentan los parámetros mecánicos necesarios para la selección de los motores paso-paso de la propuesta final seleccionada.

8. Diseño de Ingeniería de Detalle del Equipo Rehabilitador de Muñeca (Fase5).

A partir de la propuesta generada en la fase anterior, se procedió a realizar análisis cinemático, cinéticos y de esfuerzos relacionados con el comportamiento del dispositivo antes las cargas generadas por el peso de la mano. Este tipo de análisis forma parte de la fase de Ingeniería de detalle, en donde se determina el campo tensional, deformación y factor de seguridad de los componentes o sistemas que definen el equipo rehabilitador de muñeca (Beer, 2007).

8.1. Análisis Biomecánico.

En este análisis se estimó de forma teórica la carga a vencer por el dispositivo de rehabilitación en forma pasiva, es decir, en este caso el paciente no ofrece resistencia al movimiento de la articulación de la muñeca, si no que más bien permite que el dispositivo ejercite la articulación. Esto motivado a que el dispositivo se encuentra concebido a ayudar al médico fisiatra en la ejecución de la rutinas durante la segunda fase de rehabilitación, en la cual se requieren de movimientos de arcos limitados para la recuperación de la movilidad de la articulación de la muñeca.

Al considerar el peso de la mano aproximado de 0.5 kg para una persona joven entre percentil 50 a 95, y considerando que la distancia del centro de gravedad de la mano a la articulación de la muñeca se encuentra alrededor de los 7.11 cm (Le Veau, 1991) (Latarjet M., et al (1999)), es posible entonces estimar el momento mínimo necesario a vencer por el dispositivo de rehabilitación. Este momento se puede determinar de la siguiente manera:

$$\text{Momento}_{\text{minimo}} = (\text{Peso Mano}) \times (\text{Distancia CG de mano a la articulación muñeca})$$

$$\text{Momento}_{\text{minimo}} = (0.5 \text{ kg} \times 9.81 \text{ m/s}^2) \times (0.0711 \text{ m}) = 0.3487 \text{ N.m} = 348.7 \text{ N.mm}$$

Este valor nos indica que los actuadores rotacionales deben poseer un torque mayor a 0.3487 N.m para poder mover la articulación de la muñeca de forma pasiva.

8.2. Análisis Cinemático y Cinético.

En el análisis cinemático-cinético se estudió el comportamiento de la variación de las posiciones, velocidades y momentos impulsores del dispositivo de rehabilitación a partir de las rutinas reales de rehabilitación grabadas con el dispositivo funcional-conceptual mostrado en el capítulo anterior.

La información obtenida a través del dispositivo de rehabilitación funcional-conceptual se modeló en el módulo cinemático del software Autodesk Inventor 2015, en este software se definieron las variaciones de posición angular de los planos flexión-extensión Dorsal-Palmar y en el plano lateral Cubital-Radial en los pares cinemáticos de revolución ubicados en los motores paso-paso, mostrados en la fig. 40.

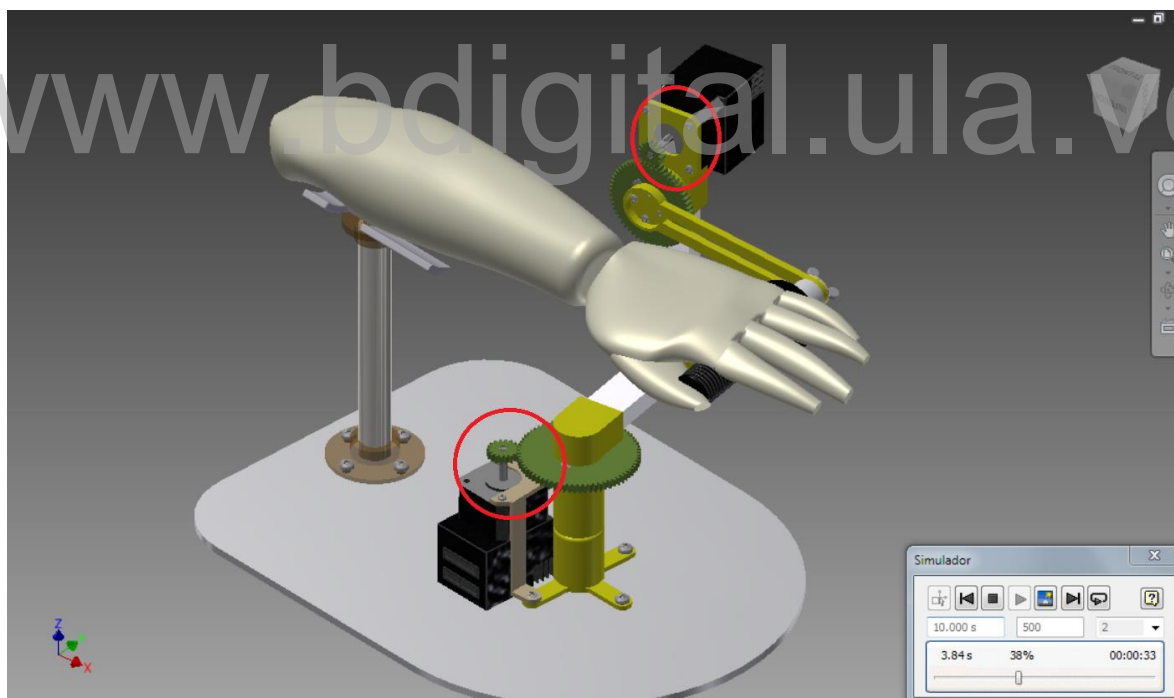


Figura 40. Análisis cinemático del dispositivo de rehabilitación en los pares de revolución de los motores paso-paso.

En la fig. 40 se presentan la ubicación de los pares cinemáticos de revolución en donde se encuentran ubicados los motores paso-paso.

Análisis de Posición Angular.

Al definir las variaciones de las posiciones angulares con respecto al tiempo en los pares de revolución cinemático de los motores paso-paso tomadas de las rutinas reales presentadas en el capítulo anterior, se obtuvieron los resultados mostrados en la fig. 41.

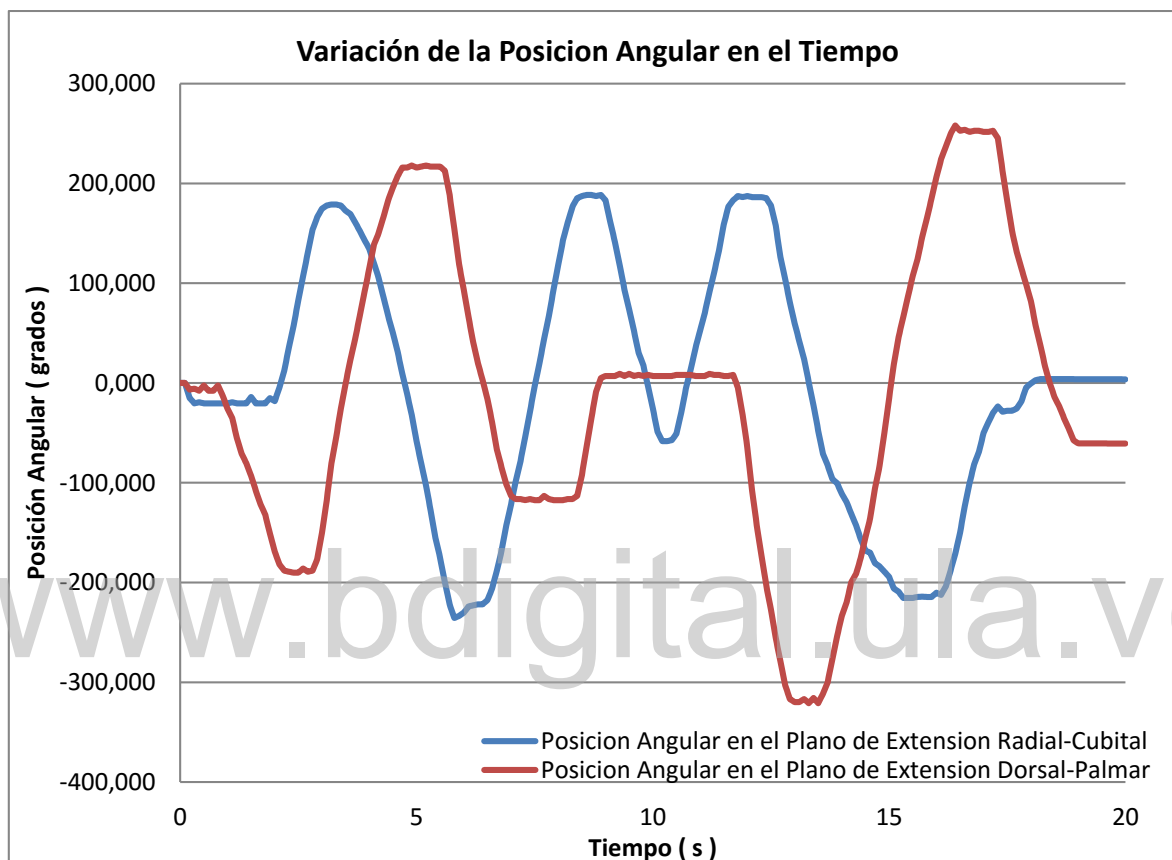


Figura 41. Variación de la Posición angular Vs. Tiempo de los planos flexión-extensión Dorsal-Palmar y Cubital-Radial.

De la figura 41, se puede apreciar la variación de la posición angular en los pines de los motores paso-paso con respecto al tiempo, esta variación de la posición angular se mantiene en los motores paso-paso dentro de un rango de -310° a $+260^{\circ}$ en el plano de flexión-extensión Dorsal-Palmar y para el plano lateral Radial-Cubital el rango de rotación se ubica entre los -240° a 190° de rotación. Puede observarse adicionalmente que el ángulo máximo de rotación corresponde al valor de -315.5° , es importante destacar que estos ángulos presentan una relación 4:1 con respecto a la posición original de la mano, esto debido a la transmisión de engrane de 4:1 diseñada en el dispositivo.

Análisis de Velocidad Angular.

En este análisis se estudiaron la variación de las velocidades angulares en los pares cinemáticos de revolución correspondiente a la ubicación a los motores paso-paso en los diferentes planos de estudios como se muestra en la figura 42.

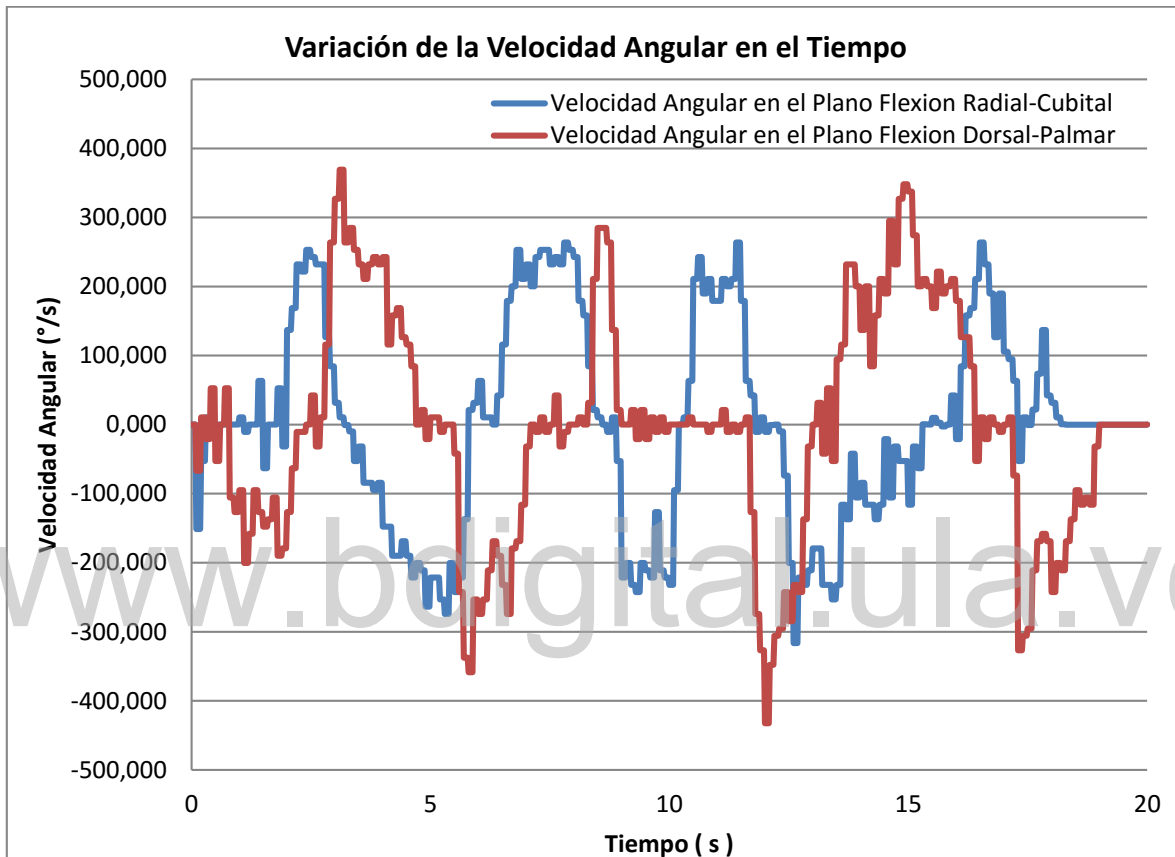


Figura 42. Variación de la Velocidad angular Vs. Tiempo de los planos flexión-extensión Dorsal-Palmar y Cubital-Radial.

En la fig. 42, se puede apreciar la variación de la velocidad angular del dispositivo en los planos flexión-extensión Dorsal-Palmar y Cubital-Radial, cabe destacar que se alcanzó a medir una velocidad angular máxima instantánea de 432.42 °/s en el plano lateral Cubital-Radial, lo cual servirá para la selección de final de los motores paso-paso que se utilizaran en el dispositivo de rehabilitación final.

Análisis de Momento impulsor.

En este análisis se presenta la variación del momento impulsor de los motores paso-paso en los diferentes planos de estudios, como se muestra en la figura 43.

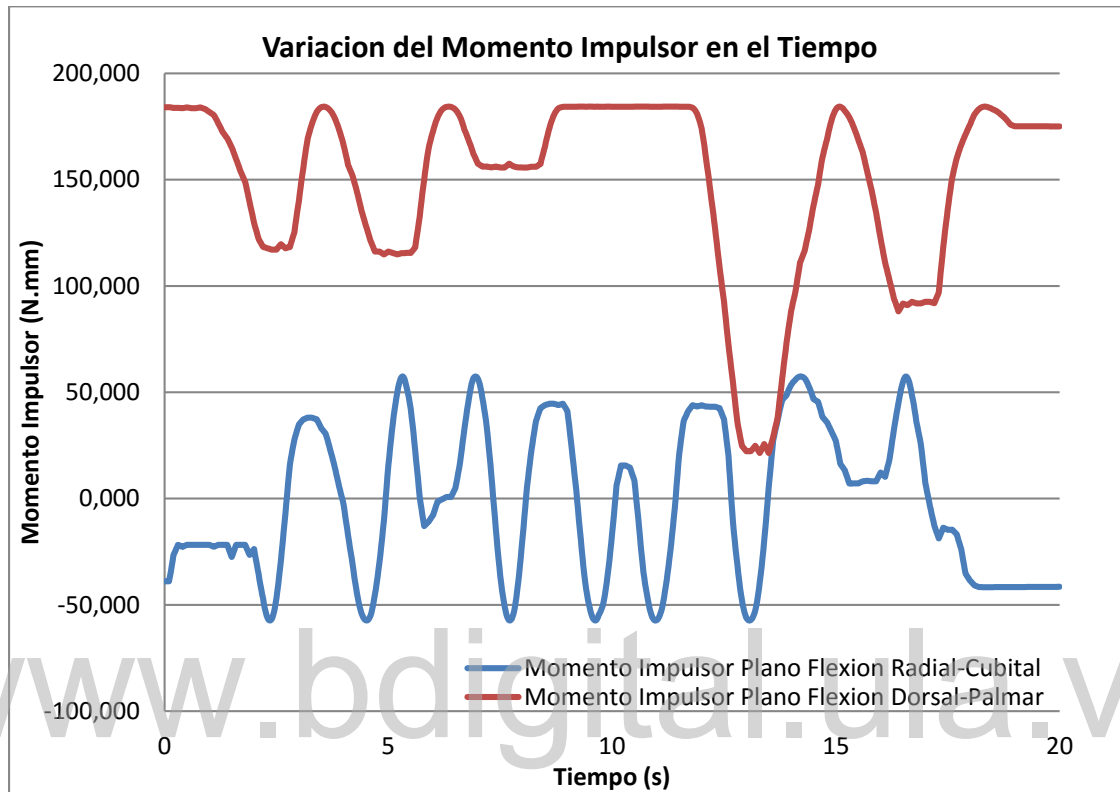


Figura 43. Variación del Momento Impulsor Vs. Tiempo en los pares cinemáticos de los motores paso-paso.

En la fig. 43 se puede observar la variación del momento impulsor con respecto al tiempo, en el caso del plano lateral el momento impulsor varía en un rango desde -60 N.mm hasta +60 N.mm, en el caso del plano de flexión-extensión Dorsal-Palmar el momento impulsor varía desde 40 N.mm hasta un máximo de 184.5 N.mm este valor máximo se debe al peso de la mano y del mismo dispositivo que debe vencer el motor paso-paso en el plano de flexión-extensión Dorsal-Palmar para alcanzar el movimiento deseado. Cabe mencionar que estos valores son cuatro veces menores a los valores del momento impulsor medidos en los ejes de rotación del dispositivo debido a los sistemas de transmisión por engrane 4:1 planteados en el diseño.

De este análisis se puede concluir que se requiere de un motor paso-paso que posea un torque mayor a los 184.5 N.mm para lograr ejercer movimiento del dispositivo alrededor de dicho plano, con este dato se podrá realizar la selección de los motores paso-paso de manera más objetiva.

8.3. Selección de los Motores Actuadores.

De los análisis cinemáticos y cinéticos previos se pudo obtener los siguientes valores de trabajo como los son: las velocidades angulares máximas instantánea del dispositivo en los planos de rotación se encuentran alrededor de los 432.42 °/s, y el valor del torque mínimo necesario para lograr los movimientos de 184.5 N.mm, al considerar estos valores se optó por seleccionar el motor paso-paso STM17, el cual se encuentra conformado con un sistema encoder que permitirá detectar la posición del dispositivo en cualquier instante de tiempo. Este modelo corresponde a un modelo de motor paso-paso de la serie NEMA 17, el cual puede alcanzar una velocidad máxima de 3600 gr/s al conectarse a un controlador simple como el 1063_0 *PhidgetStepper Bipolar 1-Motor (Phidgets, 2016)*, y puede generar un torque de trabajo mayor a 480.18 N.mm, lo cual permitirá realizar las rutinas de rehabilitación al dispositivo en caso de ocurrir sobre carga con valores de torque mínimo mayor a los 184.5 N.mm. Adicionalmente este motor paso-paso presenta un voltaje de trabajo comprendido en un rango entre los 12 V a 48 V. En la figura A2 del Anexo, se presenta el modelo del motor paso-paso STM17, junto con la gráfica de la variación del torque versus rps, en dicha grafica se observa que a mayor voltaje de alimentación se alcanza un mayor torque trabajo en el motor paso-paso STM17; las especificaciones técnicas se presentan en la sección de Anexo A.2.

8.4. Análisis Estructural.

Condición con carga constante, en este primer caso se realizó un análisis estructural estático de los sistemas y componentes que conforman al equipo, aquí se estudió los efectos que producen la carga producida por el peso de la mano (0.5 kg) y el peso del antebrazo (1.5 kg) en la propuesta final seleccionada.

El análisis estático del cuerpo estructural del Equipo se desarrolló en el software Autodesk INVENTOR 2015, mediante la aplicación de tres subprocesos principales: a) Pre-procesador, en este subproceso se definieron las cargas, las condiciones de apoyos, materiales y definición de las principales características del generado de mallado del modelo, b) Procesador, se generan las matrices de rigidez y desplazamiento para los nodos y elementos que constituyen el mallado del modelo, c) Post-Procesador, se extraen los resultados del campo tensional, deformaciones y factor de seguridad de los componentes que conforman al equipo.

Determinación de los Esfuerzos Von Mises a la propuesta final.

En este análisis se presenta la variación de los esfuerzos de Von Mises evaluados en los componentes que conforman el dispositivo de rehabilitación de muñeca, es importante mencionar que estos esfuerzos están relacionados directamente con el valor de las cargas utilizadas en la simulación mencionadas en el apartado anterior. En la siguiente figura se presenta el valor de los esfuerzos Von Mises en los diferentes componentes.

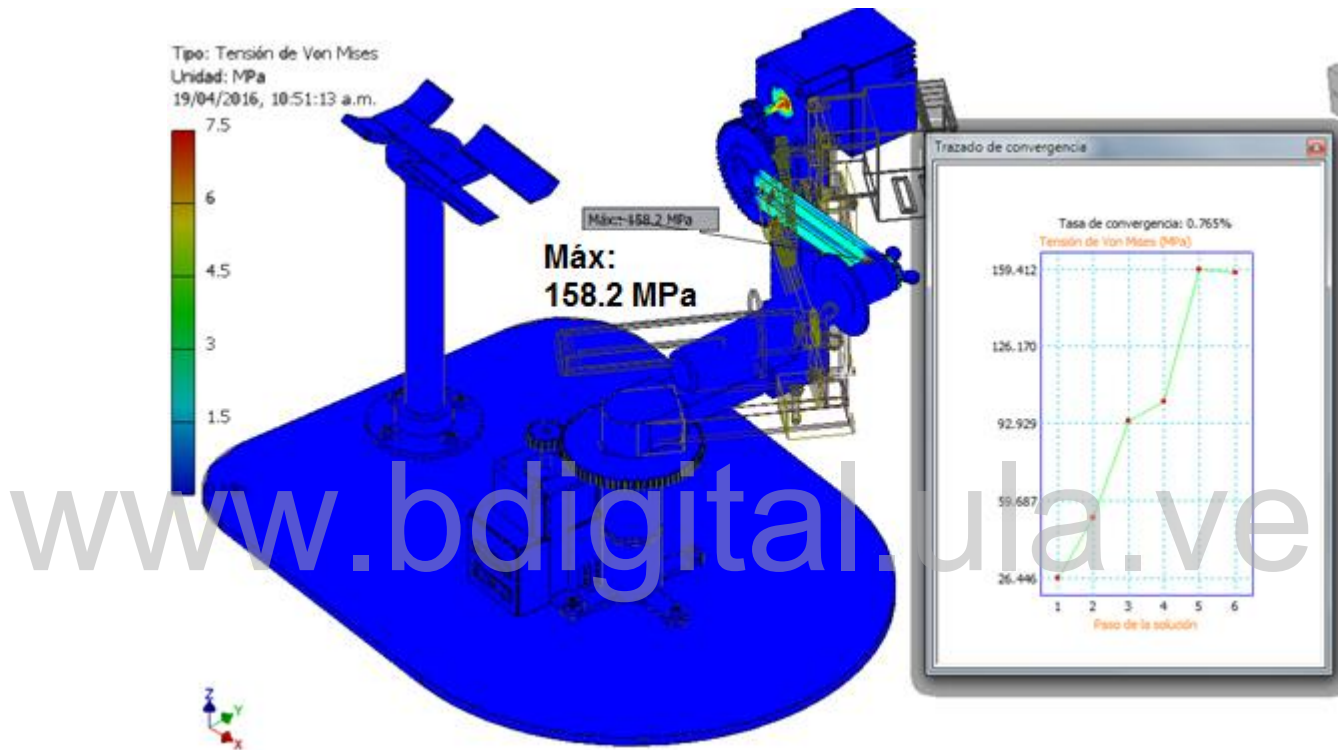


Figura 44. Esfuerzo de Von Mises en el dispositivo de rehabilitación.

De la figura 44, se observa la distribución de los esfuerzos de Von Mises en los diferentes componentes que constituyen el dispositivo de rehabilitación. En este se puede observar que los mayores esfuerzos se encuentra localizados en la arandela de separación ubicada entre el tornillo de mariposa y la barra estructural superior, en esta pieza se alcanzó un valor de esfuerzo de 159.41 MPa. Adicionalmente se muestra la gráfica de la tasa de convergencia de los esfuerzos de Von Mises en el cual se aprecia una tasa de convergencia del 0.765% alcanzada en el sexto refinamiento malla total en el dispositivo.

Determinación del Factor Seguridad en el dispositivo de rehabilitación.

En este análisis se presenta la variación del factor de seguridad evaluados en los componentes que conforman el dispositivo de rehabilitación de muñeca, estos valores de factor de seguridad depende del valor del esfuerzo de Von Mises y de las propiedades mecánicas de los materiales seleccionados para la propuesta del dispositivo de rehabilitación. En la siguiente figura se presenta el valor de los factores de seguridad en los diferentes componentes del dispositivo.

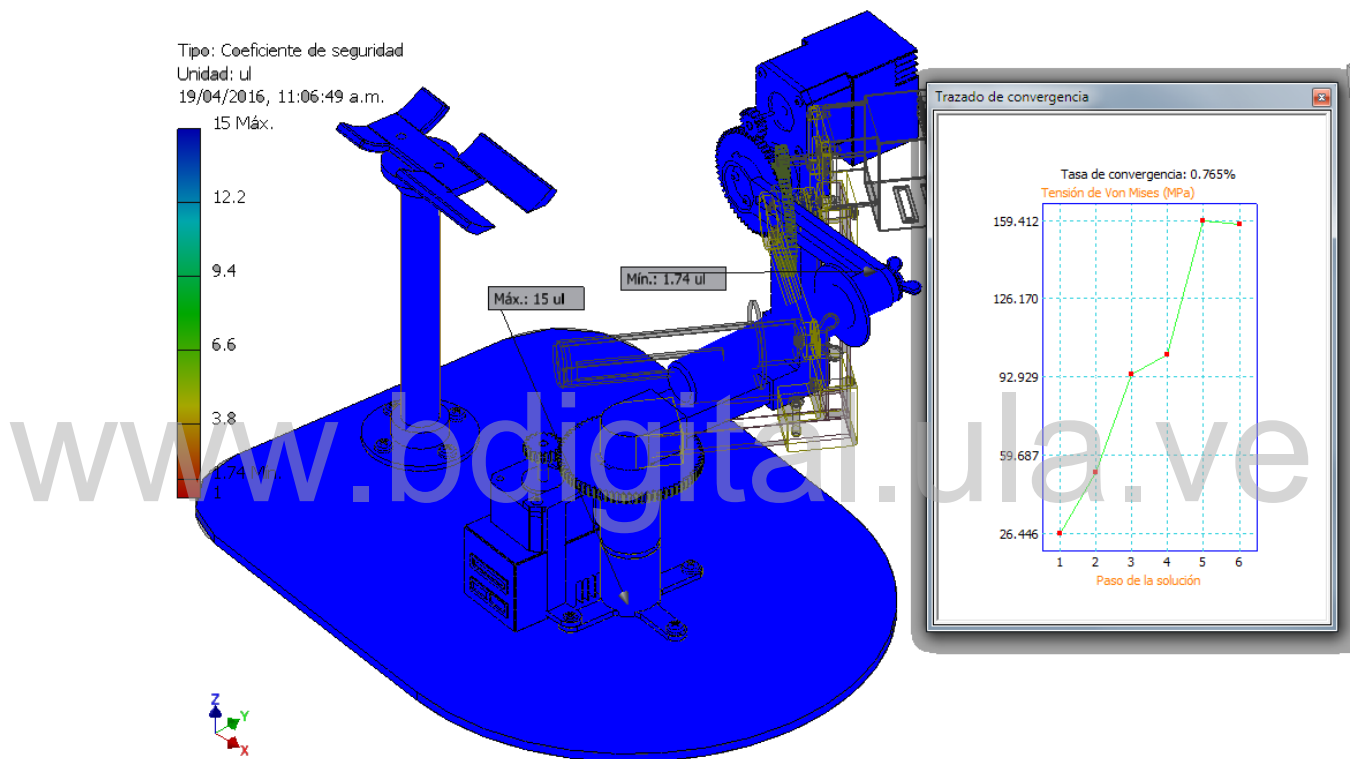


Figura 45. Factor de Seguridad del Equipo Rehabilitación.

En la fig. 45, se observa que el factor de seguridad mínimo se encuentra por encima 1.74, lo cual indica que el equipo no presentara falla por deformación plástica. Adicionalmente se puede apreciar que la simulación presenta una tasa de convergencia del 0.765%, esto significa que la diferencia entre el esfuerzo o factor de seguridad calculado previamente al esfuerzo o factor de seguridad último presenta una variación del 0.765%, lo cual indica que se ha alcanzado la convergencia en los cálculos de los esfuerzos y factores de seguridad.

Al conocer el desempeño tanto cinemático, cinético y estructural de la propuesta final, se puede afirmar que dicha propuesta podrá cumplir con la mayoría de los requerimientos de diseños presentados en los capítulos anteriores, y con las geometrías diseñadas y materiales seleccionados la propuesta podrá desarrollarse y cumplir con los objetivos planteados al inicio de la investigación.

www.bdigital.ula.ve

CAPITULO IX. CONCLUSION Y RECOMENDACIONES

9.1. Conclusiones.

- En este trabajo se desarrolló el diseño de un dispositivo de rehabilitación pasiva capaz de registrar y ejecutar las rutinas de rehabilitación para la articulación de la muñeca. Este dispositivo propuesto presentó características y funciones acordes con la mayoría de los requerimientos funcionales, tecnológicos, formales y ergonómicos planteados en los apartados anteriores, cubriendo así las necesidades de los pacientes.
- Las formas de las geometrías propuestas en el dispositivo de rehabilitación son de fácil manufactura y ensamblaje, ya que se propuso el uso de perfiles comerciales y componentes comerciales de fácil acceso.
- El uso de materiales como el acero, aluminio 6061 y plástico ABS asignados a la propuesta final se encuentran disponibles dentro de los almacenes del país, lo cual hace que sea factible la construcción del dispositivo de rehabilitación.
- En el análisis cinemático realizados a las rutinas de rehabilitación se encontraron velocidades instantáneas máximas con valores alrededor de $432.42^\circ/\text{s}$, lo cual fue un parámetro importante para la selección de los motores paso-paso, cabe mencionar que estas velocidades de trabajo se encuentra por debajo de la velocidad máxima angular de $3600^\circ/\text{s}$ alcanzadas por los motores paso-paso seleccionados STM17. Con respecto al estudio cinético se encontró que el valor máximo del momento impulsor fue de 184.5 N.m localizándose en el plano de rotación flexión-extensión Dorsal-Palmar, igualmente este valor de torque de trabajo también puede ser alcanzado por los motores paso-paso seleccionado de manera que permitirán ejecutar la rutina de rehabilitación según lo establecido por los médicos fisiatras del servicio de fisioterapia del IAHULA.
- Del estudio estático de esfuerzos realizado al sistema estructural del equipo, se encontraron que las piezas críticas resultaron ser la arandela y el tornillo de ajuste mariposa alcanzado el valor de esfuerzo máximo de 159.41 MPa , y al determinar los Factores de Seguridad en el Equipo en general estos resultaron superiores a la unidad indicando que el equipo no presentara falla por deformación plástica.
- Al utilizar el dispositivo propuesto, el paciente presentara menos incomodidad durante el proceso de ejecución de las rutinas de rehabilitación, ya que este fue diseñado con las características antropométricas de la población venezolana, y al

ser un dispositivo de rehabilitación estacionario todo el peso de la mano del paciente se apoyara directamente sobre el dispositivo.

- El equipo propuesto presenta una buena factibilidad económica para su desarrollo, ya que la mayoría de los componentes pueden ser elaborados en el país, exceptuando la adquisición de los motores paso-paso STM17 y de la tarjeta Arduino UNO R3.

- El programa controlador desarrollado es de fácil manejo y provee múltiples funciones que facilitan el control de la ejecución de las diversas rutinas establecidas por los médicos especialistas en fisiatría.

- En general se puede afirmar que el equipo desarrollado brindara una gran ayuda al médico fisiatra en la realización de rutinas de rehabilitación, debido a que el médico especialista podrá supervisar y controlar diversas rutinas de rehabilitación con diferentes equipos a diferentes pacientes al mismo tiempo, evitándose así la gran fatiga al tener que realizar estas rutinas en jornadas repetitivas y prolongadas en el tiempo a todos los pacientes que atienden en el servicio de fisiatría.

9.2. Recomendaciones.

Se recomienda como continuación en las próximas investigaciones para el desarrollo del equipo poder realizar análisis de optimización a las diversas geometrías y materiales presentes en la propuesta, así como la realización análisis cinemáticos mediante la utilización de las ecuaciones de Euler, para la determinación del espacio de trabajo del robot de rehabilitación y de los diferentes parámetros cinemáticos necesarios para la optimización de dicho robot.

Referencias.

Aguayo F &, Soltero V., (2003). *Metodología del Diseño Industrial: un enfoque desde la Ingeniería Concurrente*. Ed. Ra-Ma, Madrid. España.

Almekinders L. C. (1998): *Tendinitis and other chronic tendinopathies*. Journal of American Academy of Orthopedic Surgery 6:157-164.

Barrios A. (2007). *Fundamentos de Robótica*, Segunda Edición, Editorial Mc Graw Hill, España.

Beer F., Johnston E., y DeWolf J., (2007). *Mecánica de Materiales*, cuarta edición, Mc Graw Hill, Mexico.

Biodynamics Lab, (2004), *A multi-joint and multi-DOF whole arm rehabilitation robot with individual joint control*, Biodynamics Lab, USA.

Brotzman B., (1996), *HANDBOOK OF Orthopaedic Rehabilitation*, Editorial Mosby Inc., Estados Unidos de América.

Díez C., (2008). *Journal of Science and Medicine in Sport*. Universidad de Victoria. Australia.

ExpertChoice, (2010). Selección Multicriterio de alternativas empleando el software ExpertChoice 2010. Recuperado de <http://www.expertchoice.com>.

Fundación Centro de Estudios Sobre Crecimiento y Desarrollo de la Población Venezolana (FUNDACREDESA), (1993), *Tabla de peso, talla, circunferencia cefálica, longitudes de huesos de la población venezolana*. Caracas.

Gupta, A., O'Malley M., Patoglu V. and Burgar C. (2008): *Design, Control and Performance of Rice Wrist: A Force Feedback Wrist Exoskeleton for Rehabilitation and Training*. The International Journal of Robotics Research 2008 27: 233.

Gutiérrez, R. et al (2007): *Exoesqueleto Mecátronico para Rehabilitación Motora*. Memorias del 8º Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica. Cusco, Perú.

Howard S., (2007), *The Hand-Wrist Assisting Robotic Device*. University of California, Irvine, USA.

Latarjet M y Ruiz A. (1999), *Anatomía humana*. Editorial médica panamericana, Madrid, España.

Le Veau B. (1991). *Biomecánica del movimiento Humano*. Primera Edición, Editorial Trillas, México.

Mansour J. (2006). *Biomechanical Principles. Biomechanics of Cartilage*. USA.

Masia, L., Krebs H., Cappa P. and Hogan N., (2007): *Design and Characterization of Hand Module for Whole-Arm Rehabilitation Following Stroke*. IEEE/ASME TRANSACTIONS ON MECHATRONICS, Vol. 12, N°. 4, August 2007.

Matsuda C., (2008). *Wearable Robotic Arm Supports Home Rehabilitation*, Institute of Rehabilitation Japan. Japan.

Oblack, J., Cikajlo I., and Matjačic Z., (2010): *Universal Haptic Drive: A Robot for Arm and Wrist Rehabilitation*. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, Vol. 18, N°. 3.

Panero J. y Zelnik M., (1996). *Las Dimensiones Humanas en los Espacios Interiores*. Séptima Edición. Ediciones G. Gili, S.A., México.

Phidgets, (2016). *Manual de Selección de Controladores de Motores Paso-Paso Bipolar*. Usa. Recuperado de <http://www.phidgets.com>.

Ramos E., Pomares B., Alsina E., Sánchez Z., Pérez F., Garcia J., Elche/ES (2012): *Sinovitis en muñeca por un osteoma osteoide intraarticular*. Memorias del 31 Congreso Nacional de Sociedad Española de Radiología Medica (SERAM 2012). Granada España.DOI : 10.1594/seram2012/S-1076.

Saaty Thomas, (1998), *Método Analítico de Jerarquía (AHP); Principios Básicos. EN: Evaluación y Decisión Multicriterio*. Reflexiones y Experiencias. Editado por Eduardo Martínez y Mauricio Escudey. Editorial Universidad de Santiago.Pp17-46.

Shigley J. y Mischke C., (2002), *Diseño en ingeniería mecánica*. Sexta edición, Mc Graw Hill, Mexico.

Song R., Tong2 K., Hu X. and Zhou W., (2013): *Myoelectrically controlled wrist robot for stroke rehabilitation*, Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation 2013, 10:52.

Squeri V., Masia L., Giannoni P., Sandini G. and Morasso P., (2013): Wrist Rehabilitation in chronic stroke patients by means of adaptive, progressive robot aided therapy. TNSRE-2012-00127.R1. Jornadas IEEE.

www.bdigital.ula.ve

ANEXOS

www.bdigital.ula.ve

A.1. Dimensiones Generales del Dispositivo de Rehabilitación.

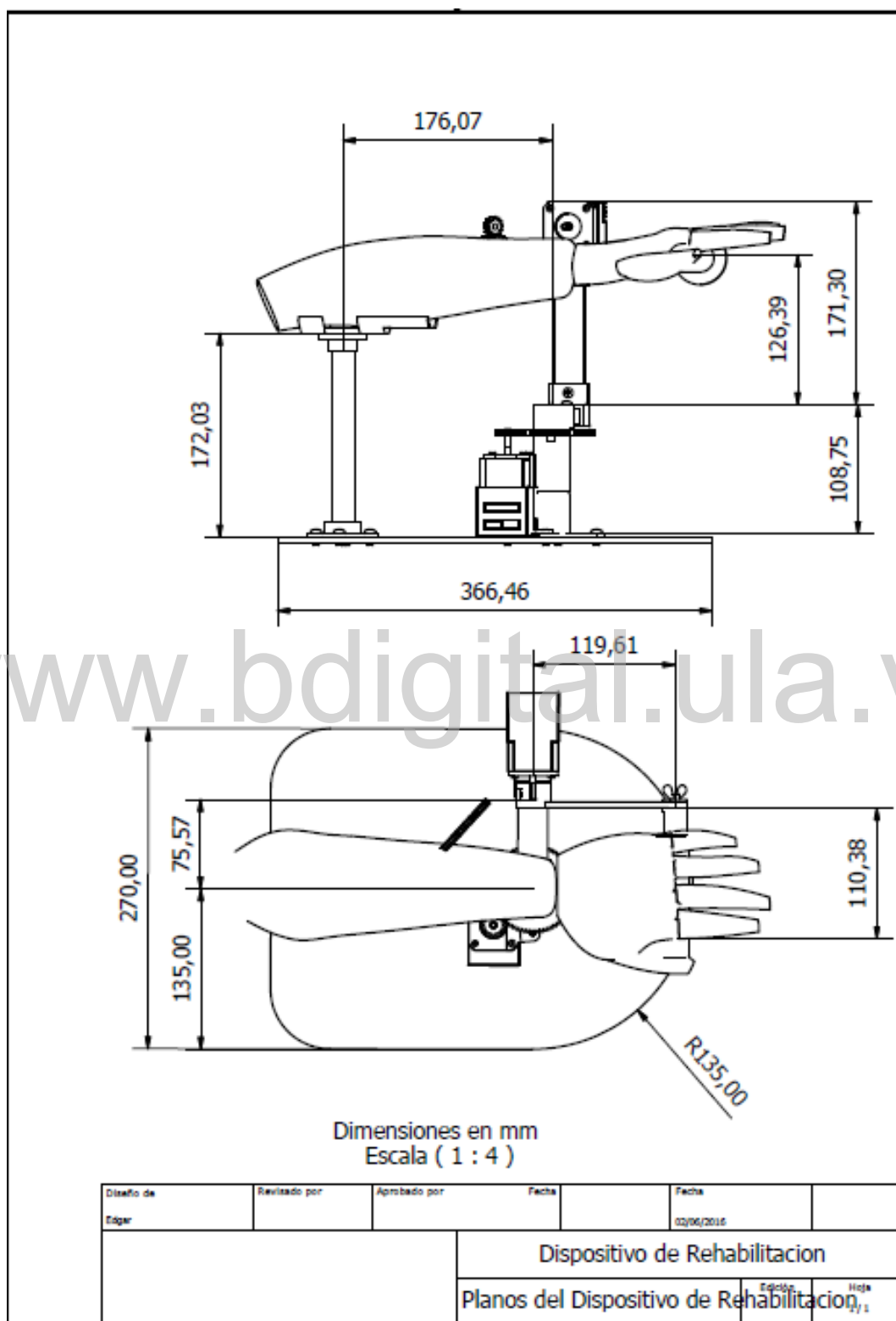


Figura A1. Dimensiones Generales del Dispositivo de Rehabilitación.

A.2. Motor Paso-Paso + Encoder STM17.

En la figura A2 se presenta el esquema de los Motores paso-paso STM17 + Encoder y la curva de torque a diferentes voltajes de alimentación, ver figura A2.

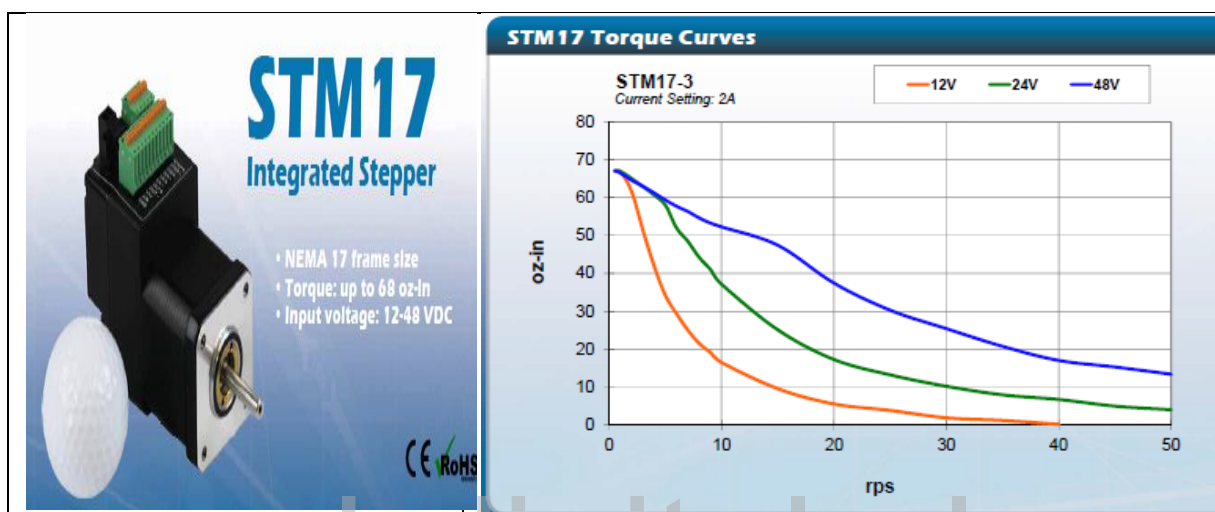


Figura A2.. Motor paso-paso STM17 y curvas de torque (www.omega.com).

Especificaciones Técnicas Motor paso-paso STM17.

POWER AMPLIFIER	
Amplifier Type	Dual H-Bridge, 4 Quadrant
Current Control	4 state PWM at 16 KHz
Output Torque	STM17x-1x Series – to 31 oz-in with suitable power supply STM17x-2x Series – to 54 oz-in with suitable power supply STM17x-3x Series – to 68 oz-in with suitable power supply
Power Supply	External 12-48 volt power supply required
Input Voltage Range	10-55 volts min/max (nominal 12-48 volts), voltages outside this range may cause driver faults and/or may damage the device
Protection	Over-voltage, under-voltage, over-temp, internal motor shorts (phase-to-phase, phase-to-ground)
Idle Current Reduction	Reduction range of 0–90% of running current after a delay selectable in milliseconds
CONTROLLER	
Current Control	Advanced digital current control provides excellent high speed torque
Microstep Resolution	Software selectable from 200 to 51200 steps/rev in increments of 2 steps/rev
Speed Range	Speeds up to 80 rps
Distance Range	Over 10,000,000 revolutions (at 200 steps/rev)
Anti Resonance (Electronic Damping)	Raises the system-damping ratio to eliminate midrange instability and allow stable operation throughout the speed range of the motor
Auto Setup	Measures motor parameters and configures motor current control and anti-resonance gain settings
Self Test	Checks internal and external power supply voltages, diagnoses open motor phases
Microstep Emulation	Performs high resolution stepping by synthesizing coarse steps into fine microsteps
Dynamic Smoothing	Software configurable filtering for use in removing spectral components from the command sequence, reduces jerk, limiting excitation of system resonance
Dynamic Current Control	Software configurable for running current, accel current, idle current, to make motion smoother and the motor run cooler
Multiple Modes Of Control	Pulse Input - Step & Direction, CW/CCW, A/B Quadrature (incremental encoder) Velocity - Analog Velocity, Switch Control Velocity, Serial Commanded Velocity Serial Command Language (SCL) Stored Program Execution (Q models only)
Noise Filtering	Programmable hardware digital noise filter, software noise filter
Encoder Feedback	Optional 4000 counts/rev encoder feedback
Non-Volatile Storage	Configurations are saved in FLASH memory on-board the DSP

Figura A3. Especificaciones Técnicas Motor paso-paso STM17 (www.omega.com).

A.3. Actuador Rotatorio.

Actuador rotatorio de la compañía SMC Series CRB2, torque de trabajo de 0.36 N.m, ver figura A1.

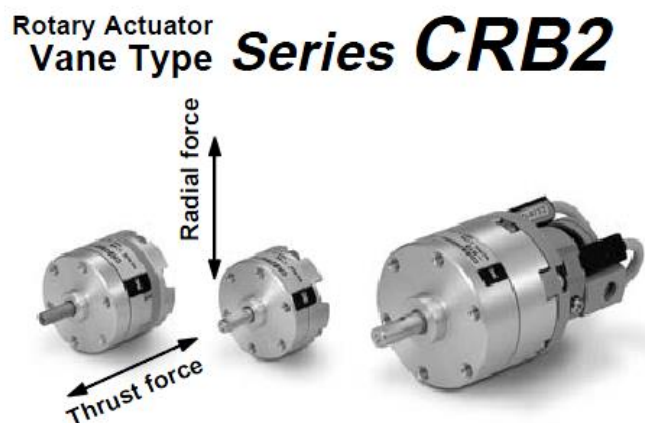


Figura A3. Actuadores Rotatorio Series CRB2 (www.smc.com).

www.bdigital.ula.ve