



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE
MEXICO**

*SECCION DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACION
Y*

**HOSPITAL REGIONAL 1ero DE OTUBRE
ISSSTE**

**“EXOESQUELETO BIOELECTROMECHANICO
ACCESORIO PARA LA REHABILITACION EN
PACIENTES CON LESIONES DE BRAZO Y
ANTEBRAZO”**

*TRABAJO TERMINAL
PARA OBTENER EL TITULO DE:*

**“ESPECIALISTA EN MEDICINA FISICA Y
REHABILITACION”**

**PRESENTA
DRA. PAOLA JOANNA CASTRO ALBA**

**ASESORES:
DR. ANGEL OSCAR SANCHEZ ORTIZ
DR. IVAN JOSE QUINTERO GOMEZ.**

MEXICO D.F ., JULIO 2009.





Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

DR ANGEL OSCAR SANCHEZ ORTIZ

SUBDIRECTOR DEL HOSPITAL REGIONAL 1ERO DE OCTUBRE

INVESTIGADOR RESPONSABLE

DR .IVAN JOSE QUINTERO GOMEZ

ASESOR INTERNO

DR . RICARDO JUAREZ OCAÑA

COORDINADOR DE ENSEÑANZA E INVESTIGACION

DR. ROSAS BARRIENTOS

JEFE DE INVESTIGACION

AGRADECIMIENTOS

La presente Tesis esta dedicada a:

A DIOS por ser lo mas maravilloso y que doy gracias día a día por todas las bendiciones recibidas, por permitirme ser yo mismo.

Antes que nada a mis hijos Erick y Nathalie por ser mis mayores tesoros y por impulsarme a superarme a diario .

A Erick Mendoza mi esposo por su apoyo , amor , cariño y por ayudarme a realizar este proyecto de mejoría académica .

A mi Abuelita Licha y mi Papa José Adrian por ayudarme todos estos años y por su cariño desmedido.

A mi mamá Edith y mis hermanos Giselle y Christian por su apoyo y cariño.

Sin olvidar Alis y a Mitzi por su cariño y comprensión.

A mis maestros al Doctor Sánchez por sus enseñanzas durante mi estancia en la Residencia .

A mis maestros Dr Quintero , Dra Guizar , Dra de la Lanza , Dra Pimentel , Dr. Escarcega , Dra. Varela , gracias por todo lo aprendido , por su apoyo ,por su confianza en todos estos años de enseñanza .

A la Doctora Pérez por su apoyo ,comprensión, enseñanza y amistad y por ser un ejemplo a seguir.

Al Doctor Asburn por la asesoría de la elaboración de esta tesis.

A mis compañeros Diana , Filiberto y Margarita y a los Residentes de segundo grado y de primer grado por su amistad y por todas las vivencias vividas durante la residencia.

Y a todos las Terapistas Cristy , Vero , Elsa , Chela , Lupita , Patricia Rico , Héctor por su enseñanza en la practica de Terapia Física .

Finalmente al personal administrativo por su ayuda y por su apoyo durante estos años.

A mi escuela el Insituto Politecnico Nacional y a su vez a la Universidad Nacional Autonoma de Mexico que me han brindado la oportunidad del desarrollo profesional , de quien soy parte y que espero corresponder siempre.

Gracias a UPIITA por colaborar con nosotros en la realización de esta TESIS.

Gracias a todos.

INDICE GENERAL.

RESUMEN.....	10
ABSTRACT.....	11
CAPÍTULO I.....	12
INTRODUCCIÓN.....	12
CAPITULO II.....	13
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	13
CAPITULO III.....	14
OBJETIVOS.....	14
3.1 Objetivo General	14
3.2 Objetivos Particulares	14
CAPITULO IV	15
JUSTIFICACIÓN.....	15
CAPITULO V	19
ANTECEDENTES	19
CAPÍTULO VI	27
MARCO TEÓRICO	27
6.1 Arquitectura De La Mano.....	27
6.2 La Presión.....	32
6.5 Electromiografía	48
CAPITULO VII.....	53
DESARROLLO.....	53
7.1 Descripción Del Trabajo	53
7.2 Diseño Mecánico Del Exoesqueleto	57
7.3 Diseño Del Registro De La Señal Mioeléctrica	1
7.4 Sensores De Fuerza (FSR)	74
7.5 Movimientos Del Exoesqueleto.....	79
7.6 Sistema De Adquisición De Datos.....	81
7.7 Sistema De Control.....	85
7.8 Diseño De Elementos Virtuales.....	89
7.9 Animación De Elementos Virtuales.....	92
7.10 Desarrollo De Videojuego.....	97

CAPITULO VIII.....	100
RESULTADOS	100
8.1 Reporte de hechos.....	100
8.2 Reporte de datos	101
CAPITULO IX	112
CONCLUSIONES	115
GLOSARIO.....	118
REFERENCIAS.....	119
ANEXOS	122
CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO.....	130
GRAFICAS.....	131

ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 1	CLASIFICACION DE FERULAS
FIGURA 2.....	CABESTRILLO DE SUSPENSION
FIGURA 3	FERULA DE AEROPLANO
FIGURA 4	FERULA DE CAZOLETA
FIGURA 5	ORTESIS DE BRAZO
FIGURA 6	DISPOSITIVO ROBOTICO
FIGURA 7	PRENSION DE LA MANO
FIGURA 8.....	VISTA PALMAR
FIGURA 9.....	VISTA DORSAL
FIGURA 10	VISTA SAGITAL
FIGURA 11	FLEXION DE MUÑECA
FIGURA 12.....	EXTENSION DE MUÑECA
FIGURA 13	ARTICULACION INTERFALANGICA DEL PULGAR
FIGURA 14.....	INCLINACION CUBITAL DE LA MANO
FIGURA 15	FLEXION ACTIVA DE LA MANO
FIGURA 16	EXTENSION DE LA MUÑECA
FIGURA 17.....	EXTENSION PASIVA DE LA MUÑECA
FIGURA 18.....	ARTICULACIONES INTERFALANGICAS
FIGURA 19.....	AMPLITUD DE LA INCLINACION CUBITAL (45°)
FIGURA 20.....	FLEXION ACTIVA DE LAMUÑECA
FIGURA 17 A LA 26	MOVIMIENTOS ACTIVOS DE LA MANO
FIGURA 27.....	SISTEMA DE FUERZAS
FIGURA 28.....	ACCION Y REACCION DE FUERZAS
FIGURA 29.....	DESCOMPOSICION DE UN SISTEMA DE FUERZAS
FIGURA 30.....	DIAGRAMA DE CAPTURA DE SEÑAL MIOELECTRICA
FIGURA 31.....	ESQUEMA GENERAL
FIGURA 32.....	VISTA LATERAL DERECHA
FIGURA 33.....	VISTA SUPERIOR
FIGURA 34.....	VISTA SUPERIOR DE MUÑECA Y DORSO
FIGURA 35.....	VISTA SUPERIOR
FIGURA 36.....	VISTA LATERAL
FIGURA 37.....	PARTES DE CONFORMAN EL PULGAR
FIGURA 38.....	PARTE A
FIGURA 39.....	PARTE B
FIGURA 40.....	PARTE C
FIGURA 41.....	EXOESQUELETO ENSAMBLADO
FIGURA 42.....	RANGO DE VOLTAJE DE 0 A 5 Mv y TIEMPO DE 0 A 100ms

ÍNDICE DE TABLAS

TABLA 1MOVIMIENTOS DE LOS DEDOS

TABLA 2MOVIMIENTOS DEL PULGAR

TABLA 3-4RELACION VOLTAJE ANGULO.

RESUMEN

Este proyecto consiste en la construcción de un simulador bioelectromecánico de los movimientos de la mano, el cual será un dispositivo de monitoreo continuo y de respuesta inmediata, capaz de registrar la señal mioeléctrica del paciente para ser utilizada como un parámetro de control para el mecanismo.

El dispositivo permitirá al paciente efectuar los movimientos voluntarios que realiza la mano (flexión, extensión, prensión fina y gruesa) mediante un exoesqueleto conectado a una interfaz hombre-máquina, que enviará la información de la fuerza de contracción muscular a un software especializado, encargado del despliegue de información en pantalla, control del exoesqueleto y del registro de los datos recibidos de los electrodos de registro de señal mioeléctrica y demás sensores, además mostrará al paciente los ejercicios a realizar en la sesión de rehabilitación mediante un ambiente virtual de entrenamiento (para la rehabilitación). Las señales enviadas por el exoesqueleto, (a través de) provenientes de los sensores, serán analizadas y visualizadas en la pantalla de la computadora con la finalidad de auxiliar en el movimiento de los ejercicios de rehabilitación al paciente con lesiones traumáticas músculo-esqueléticas, que afecten su motricidad. Se usara en pacientes del Hospital 1ero de Octubre , ISSSTE realizando pruebas para verificar su uso .

PALABRAS CLAVE: Anatomía de Mano, Movimientos de la Mano, Control Mioeléctrico, Animación Virtual, Sensores de Fuerza, Simulador Bioelectromecánico, Exoesqueleto.

ABSTRACT

This project consists in the (accomplishment) construction of a Bioelectromecanic Exoskeleton of right hand in a virtual environment, which is based on the model of movement of the hand.

The device allows to the patient to carry out the voluntary movements that the hand (realizes) (flexion, extension, prensión fina y gruesa) by means of an exoskeleton connected to a man-machine interface, that it will send information of the force of muscular contraction to a specialized software, ordered to display information in screen, control of the exoskeleton and the registry of the received data of the electromyography and sensors. Use in patients of Hospital 1ero de Octubre ISSSTE.

KEY WORDS: Hand's Anatomy, Hand's Movements, Myoelectric Control, Virtual Animation, Sensors of Force, Bioelectromecanic Simulator, Exoskeleton.

CAPÍTULO I**INTRODUCCIÓN**

La muñeca y la mano constituyen la unidad de trabajo de la extremidad superior; realizan 90% de su función¹. El antebrazo, codo, brazo, y hombro son principalmente unidades para colocar el instrumento funcional de la extremidad superior, que es la mano, en la posición adecuada. Esta actividad predominante de muñeca y mano, y sus funciones anatómicas, aumentan su propensión a sufrir accidentes e inflamación por desgaste y laceración, que por lo general producen dolor. (La mano del hombre es capaz de ejecutar distintas acciones gracias a su función principal: la prensión).

La facultad de prensión se puede encontrar desde la pinza de cangrejo a la mano del simio, pero en ningún otro ser, que no sea el hombre, ha alcanzado este grado de evolución. Esto se debe a la disposición (tan particular) del pulgar, que se puede oponer a todos los demás dedos. La oposición del pulgar, no es una característica propia únicamente del hombre, en algunas especies de monos el pulgar es oponible, pero la amplitud de esa oposición no alcanza la del pulgar del humano.

CAPITULO II

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Actualmente en México existen distintos centros de rehabilitación, la mayor parte estatal o federal, que habitualmente no cuentan con la infraestructura tecnológica adecuada. Visto de otra manera, son escasos los lugares en donde se hallen avances tecnológicos de vanguardia en el área de rehabilitación.

El problema de la rehabilitación de mano y antebrazo radica en que si los pacientes no son constantes en sus sesiones o si éstas no fueron realizadas de la manera correcta, se corre el riesgo de incrementar el tiempo de recuperación o, peor aún, empeorar la motricidad de la mano.

Este proyecto contribuirá a disminuir los tiempos empleados en el fortalecimiento muscular además de que los médicos especialistas en rehabilitación, contarán con una herramienta para ofrecer un tratamiento alternativo.

CAPITULO III

OBJETIVOS

3.1 Objetivo General

Diseñar y construir un sistema bioelectromecánico que capte las señales eléctricas de los músculos que controlan los movimientos de flexión, extensión y pinza fina de la mano. Además se encargará de auxiliar en los ejercicios de rehabilitación con el objetivo de incrementar la fuerza muscular, todo esto con la ayuda de un ambiente virtual de ejercicios de rehabilitación.

3.2 Objetivos Particulares

- Diseñar exoesqueleto
 - Construir exoesqueleto
 - Captar la señal mioeléctrica de los músculos involucrados
 - Caracterizar (sensores de fuerza como goniómetros)
 - Crear sistema de registro de las señales mioeléctricas y de sensores en LABVIEW
 - Crear mano virtual en 3ds Max
 - Animar la mano virtual y determinar los principales cuadros de la animación
 - Realizar ambiente virtual en Flash CS3
 - Vincular ambiente virtual con Visual Basic
 - Diseñar sistema de control del exoesqueleto
 - Realizar movimiento del exoesqueleto asistido por computadora
 - Realizar los movimientos y realizar ejercicios que involucren mano en pacientes que cursen con lesiones de brazo y antebrazo.
-

CAPITULO IV**JUSTIFICACIÓN**

Actualmente en México las lesiones de la extremidad superior, principalmente del antebrazo, mano y muñeca, constituyen la mayor parte de las demandas industriales por trastornos músculo esqueléticos. Específicamente, en el ISSSTE, existen cerca de 3 millones de derechohabientes que padecen lesiones de antebrazo y manoⁱⁱ.

La realización de este proyecto permitirá que los pacientes rehabiliten las capacidades motrices de la mano y antebrazo en menor tiempo. Con esto, podrán reintegrarse a la vida productiva en menos días (y de igual forma) y así, disminuir los costos que esto implica.

Una de las consideraciones para realizar este proyecto es que una vez finalizado, será contemplado para su uso hospitalario, en una unidad de rehabilitación (Hospital 1ero de Octubre ISSSTE).

Dada la complejidad de las estructuras anatómicas involucradas, es necesario contar con herramientas de apoyo para su diagnóstico y tratamiento; por lo cual el prototipo resultante de la investigación será una técnica alternativa para ayudar a pacientes con este tipo de lesiones (músculo esqueléticas).

Se debe tomar en cuenta que el Exoesqueleto será, en su primera etapa, empleado únicamente en pacientes diestros con lesiones Musculo-Esqueléticas traumáticas, por lo cual quedan descartados aquellos pacientes con otras lesiones que les afecte la motricidad de la mano y antebrazo, además de que no podrá ser para uso pediátrico.

TIPO DE INVESTIGACION:

- Longitudinal.
- Analítico.
- Experimental.
- Prospectivo.
- Prolectivo.

GRUPO DE ESTUDIO

Derechohabientes del ISSSTE, canalizados por las UMF, CE, HRZ, que por zonificación les corresponda el Hospital regional 1º de Octubre y las especialidades medicas con que cuenta el Hospital y que sean canalizados al servicio de Medicina de Rehabilitación de primera vez y reingresos, que cumplan con los criterios diagnósticos para Fracturas distales de antebrazo , fractura de Colles o Smith y lesiones de muñeca que cumplan con los criterios de inclusión ,que tengan la disposición de participar en el estudio.

TAMAÑO DE LA MUESTRA

Se calculó a través de calculo para diseño transversal con alfa de 0.05 para detectar una diferencia del 4.0%, por lo cual debemos revisar una población de 100 pacientes para encontrar la frecuencia en el servicio de medicina física y rehabilitación. ISSSTE 1ERO DE OCTUBRE.

En donde $n = z^2 \cdot pq / d^2 = 92$.

$z = 1.96$

$p = 2-4\%$ de la población (prevalencia).

$q = 1 - p$

$d =$ rango de la prevalencia

Se utilizo para los datos antropométricos y la realización del exoesqueleto.

CRITERIOS DE INCLUSION:

1. Pacientes que presenten fracturas distales de antebrazo y muñeca así como lesiones de antebrazo y muñeca sin compromiso neurológico.
2. Pacientes que cursen con esguinces de carpo.
3. Pacientes que sean derechohabientes del ISSSTE, que por zonificación les corresponda atención médica en el servicio de Medicina de Rehabilitación del Hospital 1º de Octubre, que cumplan con los criterios diagnósticos.
4. Pacientes femeninos o masculinos de 20 a 59 años de edad
5. Pacientes que firmen consentimiento informado y que acepten entrar al estudio.
6. Pacientes con lesiones en miembro torácico derecho

CRITERIOS DE EXCLUSION:

Pacientes que :

1. Cursen con enfermedad cronicodegenerativa.
2. Que presenten alteraciones del estado cognitivo
3. Cursen con crisis convulsiones
4. Cursen con alteración del estado de conciencia
5. Que presenten alteración de nervios periféricos
6. Pacientes menores de los 20 años y mayores de 59.

CRITERIOS DE ELIMINACION:

Pacientes que:

1. No firmen el consentimiento informado
 2. Que no completen el tratamiento
 3. Que ya no acudan al Servicio de Rehabilitacion.
-

CAPITULO V

ANTECEDENTES

Aunque las órtesis, o el empleo de dispositivos de prevención o corrección se ha utilizado durante siglos, la ferulización del miembro superior como lo utilizan actualmente los terapeutas ocupacionales ha surgido solo hace 30 años. Estos cambios son el resultado de una mejor comprensión de la biomecánica y la respuesta fisiológica de los tejidos blandos además del desarrollo de materiales especiales para férulas mucho más agradables adecuados convenientes atractivos para los consumidores.

La ferulización es una de las más efectivas herramientas utilizadas en el manejo conservador de los problemas del miembro superior, si bien es una entre muchas técnicas a disposición de los terapeutas que participan en la rehabilitación de los miembros superiores.

Al preparar férulas es importante considerar las alteraciones anatómicas subyacentes y consideraciones terapéuticas realistas, incluyendo factores médicos, quirúrgicos y de rehabilitación pertinentes. Como no es conveniente prescribir solamente un diseño de férula para el diagnóstico particular, los terapeutas ocupacionales diseñan férulas que se adaptan a las variables del paciente individual. Esto genera una gran variedad de configuraciones de férulas que están específicamente diseñadas para lograr objetivos terapéuticos diferentes.

Objetivo del diseño de férulas: Son dispositivos externos que son aplicados para el tratamiento de los problemas de los miembros superiores que resultan de lesión, enfermedad defectos de nacimiento y proceso de envejecimiento. Las férulas cumplen una o más de cuatro funciones básicas: se utilizan para sostener, inmovilizar o restringir una parte del cuerpo para permitir la curación tras inflamación o lesión tendinosa, vascular, nerviosa, articular o de las estructuras de los tejidos blandos. Otra función desempeñada por las férulas es corregir o prevenir la deformidad. Para lograr el potencial activo del movimiento articular de la mano, la remodelación de la articulación y la adhesión tendinosa generalmente requieren tracción pasiva, suave y lenta que puede lograrse mejor con la colocación de una férula. Las férulas pueden también utilizarse para proporcionar artificialmente o ayudar al movimiento para

flexibilizar las manos que se encuentran incapacitadas debido a la debilidad muscular o parálisis. Las férulas son construidas con una gran variedad de materiales. Finalmente, las férulas sirven también como base para la fijación de dispositivos de auto-ayuda. ver Fig.1. [1]

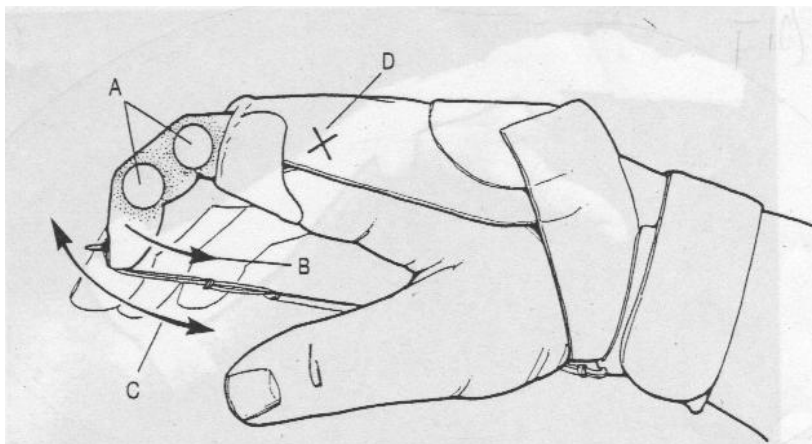


Fig. 1 Las férulas son agrupadas del siguiente modo: A: lugar anatómico (articulación IF); B: dirección cinemática (flexión); C: propósito principal (movilización); y D: número de articulaciones secundarias (una). De acuerdo al Sistema de Clasificación de Férulas (SCS), ésta es una férula IF flexora de movilización, tipo I.

Ortesis: Sus Propósitos Y Algunos Tipos Utilizados En El Tratamiento De Lesiones De Mano Y Antebrazo.

Una ortesis es un dispositivo agregado al cuerpo de una persona para sustituir la falta de fuerza motora, restablecer la función, apoyar a los músculos débiles, dar posición o inmovilizar una parte, o corregir deformidades. Las ortesis para las manos también son llamadas férulas.

Hay dos clasificaciones básicas para ortesis, estáticas y dinámicas. Los dispositivos estáticos no tienen partes móviles, mientras que las dinámicas si las tienen. En las férulas dinámicas el movimiento puede ser proporcionado por otra parte del cuerpo, mediante motores operados por batería, dispositivos accionados por gas, elásticos, resortes, poleas o mediante el músculo estimulado eléctricamente.[2]

Ortesis Para Apoyar, Dar Posición O Inmovilizar Una Parte.

Cuando un paciente carece de la capacidad para sostener una parte en una posición funcional, o ha sufrido una lesión en tejidos blandos y la cicatrización puede causar deformidad y es necesario mantener una posición funcional, se requiere una férula de este tipo, con frecuencia se utilizan todo el día o toda la noche, o ambos, a fin de proporcionar un beneficio. A continuación damos algunos ejemplos de este tipo de férulas.

Soportes Proximales

El cabestrillo de suspensión, es un dispositivo que sostiene la extremidad superior con maguitos colocados debajo del brazo y la muñeca. Estos maguitos quedan suspendidos de un resorte situado sobre la cabeza. Los cabestrillos de suspensión pueden usarse unilateralmente o bilateralmente. Algunos han sido diseñados para quedar suspendidos de una varilla o silla.

Los terapeutas han desarrollado cabestrillos para el brazo a fin de prevenir la subluxación del hombro en pacientes con lesiones del plexo braquial. Algunos cabestrillos se encuentran disponibles en el comercio, para su uso el terapeuta debe considerar su tamaño y comodidad además de asegurarse que no estorbe la función que el paciente aun posee ni le crea problemas como un edema. Ver Fig.2. [3]



Fig. 2 Cabestrillo de suspensión

Ortesis Para Corregir Deformidades.

Las ortosis estáticas y dinámicas, se utilizan para proporcionar estiramiento prolongado a fin de corregir deformidades. La ortosis se ajusta para estirar el tejido hasta un punto en el cual el paciente indica incomodidad y no hasta el punto de estiramiento manual, se prefiere una tensión suave y prolongada y no el estiramiento forzado. Se seleccionaron las siguientes ortosis para ilustrar la gama de movimiento o para evitar la cicatrización.

Corrección Proximal.

La férula para la abducción del hombro, llamada también de aeroplano ha sido diseñada para mantener o aumentar la gama de movimiento en la abducción del hombro. Se le fabrica generalmente de metal y se le puede ajustar para permitir rotación interna o externa, así como para cambiar el grado de abducción del hombro. Se le puede hacer de yeso o plástico. Ver Fig.3.

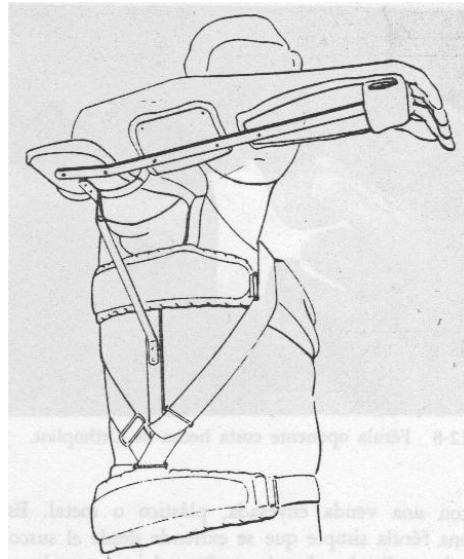


Fig. 3 Férula de aeroplano

Férula de tensor para las contracturas del codo en flexión, el incremento promedio en la gama de movimiento fue de 43°; la reducción promedio de la deformidad fue de 37°. Es construida por un ortotista y utiliza un tensor sobre la cara lateral del soporte articulado de codo para ejercer la fuerza hacia la extensión.

Corrección distal.

Férula de cazoleta con resortes para forzar la dorsiflexión de la muñeca, proporciona suave fuerza hacia la hiperextensión de la muñeca para estirar los flexores de la misma mientras permite cierta flexión activa de la muñeca contra el apoyo de resorte de acero. Se le puede combinar con un saliente para permitir la tracción de los dedos en flexión. Ver Fig.4. [4]

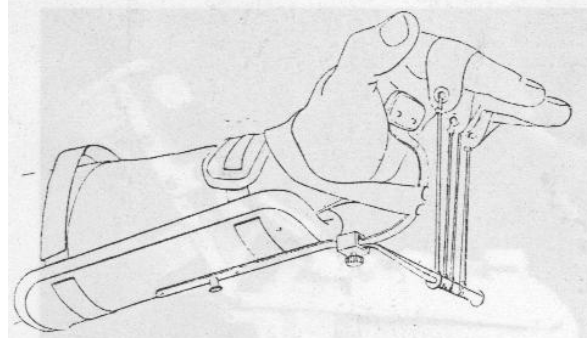


Fig. 4Férula de cazoleta con resortes de Bunnell, con saliente y tracción para la flexión metacarpofalángica.

Ortesis Para Restablecer La Función.

Las ortosis que ayudan a músculos débiles o que constituyen un sustituto para la falta de fuerza motora pueden permitir que el paciente lleve a cabo actividades funcionales con mayor facilidad. Con frecuencia el uso de dichas ortosis, permite que el paciente se mueva para efectuar actividades, contribuirá a un aumento en la fuerza y la resistencia. La debilidad residual de la extremidad superior que da como resultado una incapacidad para mover el miembro eficazmente para orientar la mano hacia objetos o una imposibilidad de coger el objeto puede ser compensada particularmente mediante el uso de ortosis permanentes. Otros factores que incrementan la posibilidad de aceptación son la confiabilidad mecánica, el aspecto, la facilidad de aplicación y control, y el adiestramiento completo hasta el punto del automatismo en el control.[5]

Función Proximal.

El cabestrillo de suspensión, puede ser ajustado para ayudar a ciertos movimientos de las extremidades superiores. Los movimientos que pueden ser auxiliados utilizando un cabestrillo de suspensión sobre la cabeza son la abducción y aducción horizontal del hombro, rotación interna y externa del hombro, abducción del hombro y flexión y extensión del codo. Cada ajuste puede hacerse en incrementos tan pequeños como sea necesario para ayudar al movimiento del paciente.

El Brazo Eléctrico

Es una ortosis completa de la extremidad superior que se ajusta a la silla de ruedas. Se le utiliza para pacientes muy débiles y permite el movimiento en cinco grados de libertad: flexión-extensión del hombro, abducción-aducción del hombro, rotación interna y externa del hombro, flexión y extensión del codo, y pronación y supinación del antebrazo. Motores eléctricos proporcionan la fuerza. Por lo general se emplea también una férula de mano activada externamente para proporcionar prensión. El brazo es controlado por un banco de siete interruptores montados en un soporte cerca de la cara. Cada par de microinterruptores controla un grado de libertad del brazo. También hay un juego para la prensión y otro para mover la caja de los controles a fin de poder alejarla y acercarla a la cara.

El paciente debe conscientemente programar cada movimiento moviendo cada articulación en secuencia a fin de poder mover el punto final de este sistema hacia la posición deseada. Ver Fig.5. [6]

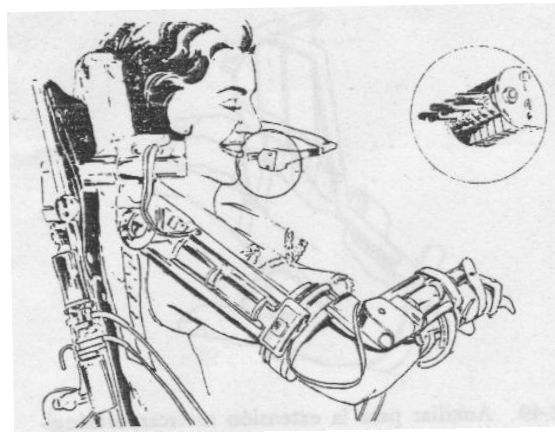


Fig. 5 Órtesis del brazo eléctrico Rancho con detalle de los siete interruptores bidireccionales operados con la lengua.

Diseño Y Construcción De Un Brazo Eletromécanico Por Activación

Mioeléctrica Utilizando Control Neurodifuso.

El presente trabajo propone el diseño y construcción de un prototipo de prótesis mioeléctrica con tres grados de libertad controlada con lógica difusa, así como un proceso de selección de la función solicitada por el usuario implementado con redes neuronales y activación por medio de actuadores de memoria de forma a un sistema electromecánico.

El diseño se compone de un sistema electromecánico que reproduce los movimientos de aprehensión, pronación-supinación y flexión-extensión. Tales movimientos son activados mediante la regulación de las señales electromiográficas (EMG) remanentes en el individuo.

Inicialmente la señal electromiográfica es acondicionada mediante circuitos electrónicos para ser usada como referencia en la selección del movimiento deseado. Esta selección se desarrolla de acuerdo al número de contracciones generadas por el usuario; para tal efecto, un arreglo de una red neuronal artificial realiza un reconocimiento de la señal EMG para la detección del número de contracciones presentes a la entrada del sistema durante un intervalo de tiempo.

Una vez que el actuador ha sido elegido, la señal EMG funciona como referencia a la magnitud del movimiento de dicho actuador. Un algoritmo de control difuso programado en el microcontrolador 68HC11 regula la activación del actuador basándose en la amplitud de la señal EMG.

Los actuadores empleados en el diseño mecánico son alambres con memoria de forma que activan un mecanismo diferencial, los cuales dan al sistema una buena relación tamaño-fuerza.

Dispositivo Robótico Asistente de Mano y Puño

Robot computarizado que ayuda a los pacientes de una embolia mejorar la movilidad de sus manos, **HoWARD --*Hand-Wrist Assisting Robotic Device*** [*Dispositivo Robótico Asistente de Mano y Puño*], el cual es un dispositivo neumático, con tres-grados de libertad (o movimientos -- puño, pulgar y los cuatro dedos.) Mediante la utilización de juegos-de-video, ayuda a los pacientes de embolia re-aprender los movimientos básicos de tomar/dejar tan cruciales en las tareas de la vida diaria. HoWARD ayuda a realizar una tarea, le da forma al movimiento y genera una retroalimentación sensorial en el centro motriz del cerebro Fig.6.



Figura 6 Dispositivo Robótico asistente de mano y puño

CAPÍTULO VI

MARCO TEÓRICO

6.1 Arquitectura De La Mano

6.1.1 Huesos Del Antebrazo Y Mano

El cúbito es el hueso interno más largo del antebrazo. Su diáfisis triangular y el extremo inferior (distal) del hueso se le conoce como cabeza. La cabeza se articula con el ligamento triangular de la articulación radiocubital inferior; por detrás de la cabeza se encuentra la apófisis estiloides.

El radio se articula con el cúbito mediante el ligamento interóseo del antebrazo, que atraviesa el área entre las diáfisis de los dos huesos. Su posición es externa con respecto al cúbito. La cabeza del radio se articula con el cóndilo humeral. La diáfisis, en su cara interna, presenta la tuberosidad bicipital, que sirve de inserción al bíceps. La cabeza del cúbito se encaja en la cavidad sigmoidea del radio o cara interna, en el extremo distal del radio. La apófisis estiloides del radio es más grande que la apófisis estiloides del cúbito y se articula con los huesos de la muñeca.

Los huesos de la muñeca se llaman huesos del carpo y están situados en dos hileras de cuatro huesos cada una. En la hilera proximal, de dentro afuera, están el pisiforme, piramidal, semilunar, escafoides. En la hilera distal, de dentro afuera, están el hueso ganchoso, el hueso grande, el trapecoide y el trapecio.

La palma de la mano se compone de cinco huesos metacarpianos, cada uno con una base, diáfisis y cabeza. Los metacarpianos irradian de la muñeca como rayos de una rueda, en vez de estar paralelos, y se articulan con las falanges proximales de los dedos. Cada dedo de la mano (excluyendo el pulgar) tiene tres falanges –una proximal, una media, y una terminal o distal. El pulgar tiene solo dos falanges[8].

6.1.2 Músculos De La Mano

Los músculos de la mano se hallan agrupados en tres regiones. La región externa o eminencia tenar posee cuatro músculos; la interna o hipotenar incluye otros cuatro; finalmente, en la región palmar media, se encuentran once músculos.

6.1.3 Movimientos De Los Dedos

Estudio anatómico de la prensión. Los movimientos de los dedos, múltiples y variados y aparentemente complicados, se realizan mediante la coordinación de un sistema muscular cuya disposición, compleja en apariencia, obra de una manera voluntaria realizando el acto fisiológico de la prensión en todas sus formas.

La prensión puede realizarse a plena mano, fenómeno enérgico que necesita desplegar más o menos fuerza; y la prensión en pinza, suave y delicada, que es la que se emplea para tomar entre el pulgar y el índice o entre el pulgar y cualquier dedo de la mano algún cuerpo, como una hoja de papel, etc.

Para estudiar el movimiento de los dedos debemos comprender por separado el movimiento de los cuatro últimos dedos y aparte los movimientos del pulgar.

La prensión manual o digital es un acto fisiológico motor voluntario que nos permite asir un objeto por intermedio de la prensión simultánea de los dedos. Este fenómeno se realiza merced a los movimientos numerosos y variados que se realizan por un sistema muscular que comanda los movimientos de los dedos. La prensión se realiza a plena mano que requiere fuerza muscular; o en pinza entre dos o más dedos, realizando la prensión fina y delicada en la que la precisión predomina sobre la fuerza.

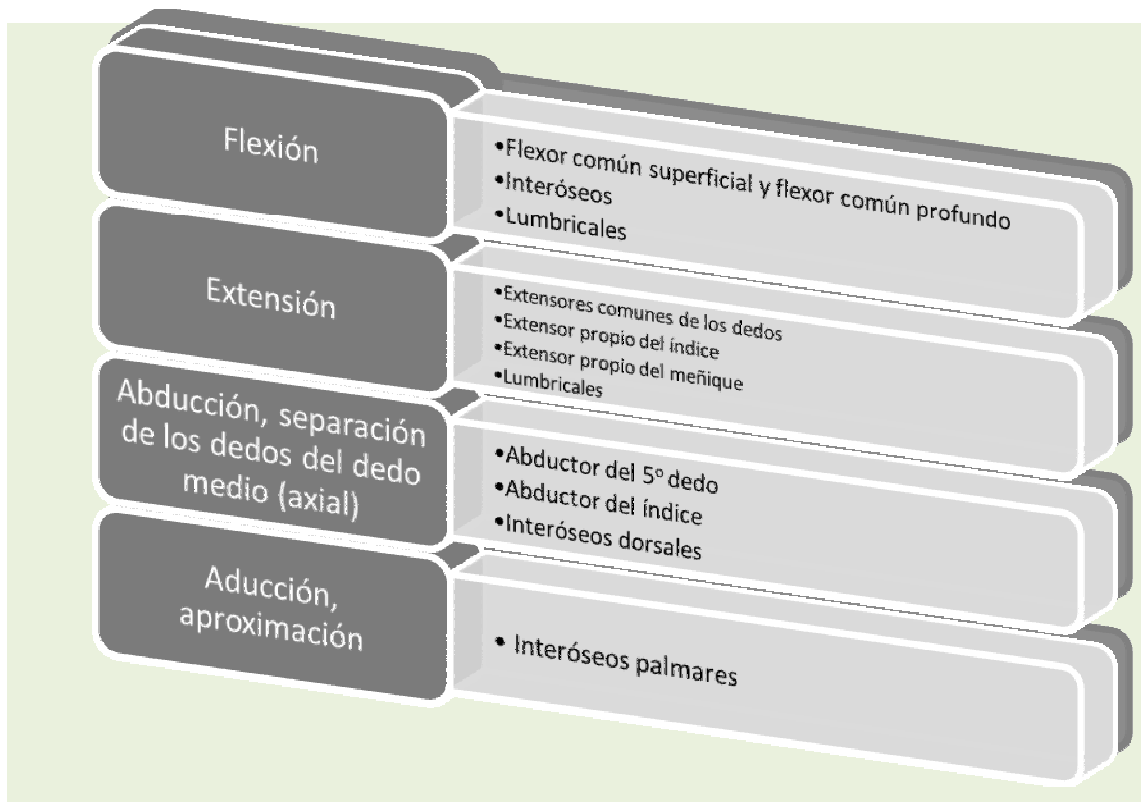


Tabla 1 Movimientos de los dedos

El pulgar es un dedo especial independiente del resto de la mano, de la que se diferencia por su columna ósea móvil que comprende el escafoides, el trapecio, el primer metacarpo y sus dos falanges; huesos solidarios uno de otro cuya dinámica está sujeta a los músculos de la eminencia tenar. Fisiológicamente los movimientos de esta columna ósea son muy limitados en la porción carpiana y aumenta progresivamente hasta la extremidad ungueal, pero siempre los movimientos de conjunto de esta columna ósea tienen su eje o centro al nivel de la articulación radioescafoidea; pero más que todo la independencia y característica especial de los movimientos del pulgar están en la oposición que le convierte en el dedo maestro de la mano. La oposición del pulgar más que un movimiento es una actitud que le coloca en una posición tal, que le separa de la mano y de los otros dedos, colocándose frente a ellos para ejecutar la prensión.

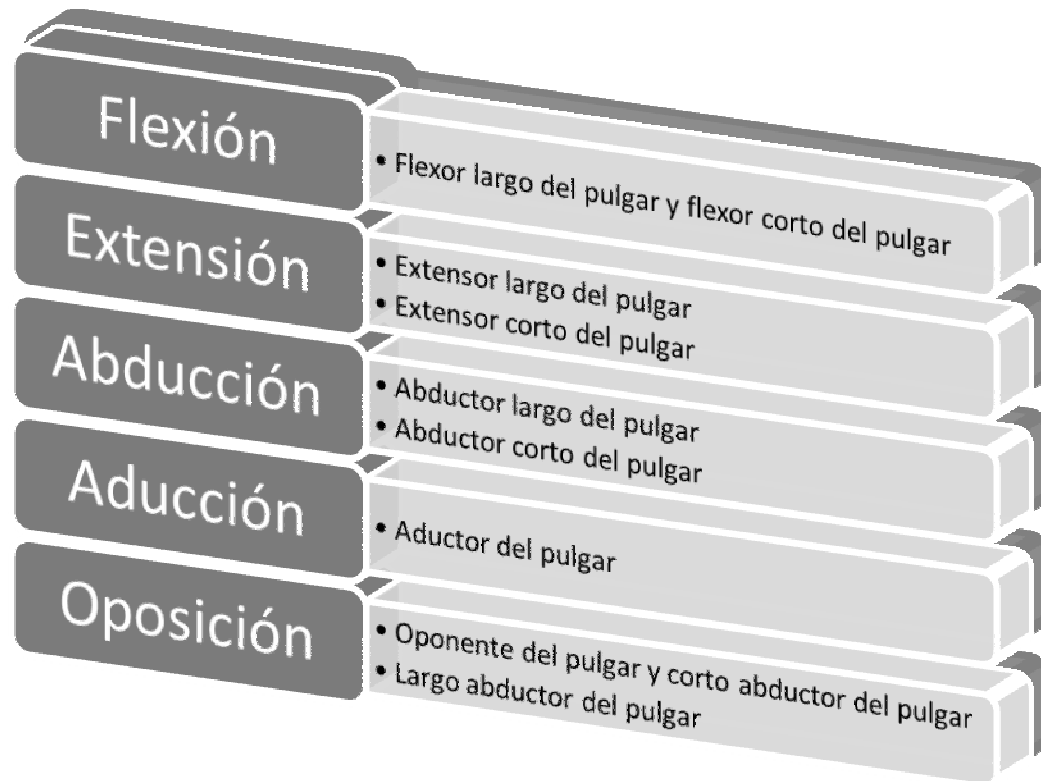


Tabla 2 Movimientos del pulgar

Considerados los movimientos de los cinco dedos veamos el puño cerrado que para abrirse necesita la intervención, para los cuatro últimos dedos el extensor común, extensor propio del índice y extensor del meñique; además de la intervención de los interóseos y lumbricales; mientras que el pulgar en este acto se separa del índice a la vez que se coloca en extensión por la acción del largo y del corto extensor de este dedo.

En caso contrario, con la mano abierta para cerrarla se flexionan primero los cuatro últimos dedos llevando el pulpejo contra la palma de la mano, mientras el pulgar permanece en oposición, abducción y flexión para constituir el puño cerrado, y esto se realiza por la acción de los flexores superficial y profundo, del flexor propio del pulgar y de los lumbricales e interóseos interviniendo a la vez el corto flexor, el aductor y el oponente del pulgar.

Para el movimiento de pinza entre el pulgar y el índice, ya sea que se toquen los pulpejos o el pulpejo del pulgar con el borde radial del índice, interviene para este efecto el aductor del pulgar (pinza del aductor), aunque también accesoriamente interviene el flexor largo del pulgar. Cuando se trata de separar el pulgar del índice o

de los dedos intervienen, primero, el largo y el corto extensor del pulgar, y simultáneamente con éstos, el largo y el corto abductores del pulgar.

6.1.4 Músculos Motores De Los Dedos

La diversidad de movimientos que ejecutan los dedos se realizan por un conjunto de músculos que pueden clasificarse en músculos largos de inserción antebraquial o braquial y son: los largos flexores de los dedos, extensor común de los dedos, extensores propios del índice y del meñique, largo y corto extensor del pulgar y largo abductor del pulgar; y músculos cortos propios de la mano cuya inserción superior se hace en el carpo, en el metacarpo o en los tendones, y éstos son los músculos de la eminencias tenar o hipotenar, los músculos lumbricales y los interóseos palmares y dorsales.

Considerando los dos tiempos de la flexión podemos clasificar en dos categorías los músculos citados.

1. Músculos de la actitud o de la posición que colocan los dedos en la actitud que deben tener antes de la prensión, y son éstos el extensor común de los dedos para los cuatro últimos dedos, y para el pulgar, el largo y corto extensor, el largo y corto abductor y el oponente de éste que son los que preparan la mano formando la pinza antes de la prensión. La abducción, que pone a la mano en actitud determinada mediante la abducción del pulgar y la oposición que prepara la pinza delicada entre el pulgar y el índice, formando en todos los casos la actitud previa a la prensión.
 2. Los músculos de la fuerza o del trabajo que realizan el movimiento de prensión en todas sus formas de fuerza variable y ejecutada mediante los flexores de los dedos, el aductor del pulgar y los interóseos. Resulta de esto que la prensión se realiza en un primer tiempo pasivo, de actitud o posición y segundo tiempo activo y dinámico que realizan propiamente la prensión.
-

Debido a que el sistema muscular que acciona los movimientos de los dedos están inervados por el mediano, radial y cubital, estaremos en actitud de comprender como la parálisis de cualquiera de estos nervios se traduce por la perturbación de movimientos de los dedos y en la mano interrumpiendo la presión[9].

La parálisis del nervio mediano anula la oposición del pulgar y la flexión de los dedos e impide la realización del movimiento de pinza polidigital y por consecuencia de la presión fina y delicada.

La parálisis del nervio cubital impide la aducción del pulgar impidiendo totalmente el movimiento de pinza entre el pulgar y el índice, dedos que no pueden aproximarse. Igualmente, la flexión de los últimos dedos interrumpe la presión total.

La parálisis del radial interrumpe la presión por la parálisis de los extensores, pues la posición y la actitud que preceden a la presión así como la fijación del puño son imposibles de realizar.

6.2 La Presión

Esta facultad de presión se puede encontrar desde la pinza de cangrejo a la mano del simio, pero en ningún otro ser que no sea el hombre ha alcanzado este grado de perfección. Esto se debe a **la disposición tan particular del pulgar**, que se puede oponer a todos los demás dedos. La oposición del pulgar, no es una característica propia únicamente del hombre, en monos avanzados, el pulgar es oponible, pero la amplitud de esa oposición jamás alcanza la del pulgar del humano. Sin embargo, algunos monos cuadrumanos poseen, como su nombre indica, cuatro manos y, por lo tanto cuatro pulgares.

Desde el punto de vista fisiológico, la mano representa la extremidad efectora del miembro superior que constituye su soporte logístico y le permite adoptar la posición más favorable para una acción determinada.

Sin embargo, la mano no es solo un órgano de ejecución, también es un receptor sensorial extremadamente sensible y preciso.

Por último, gracias al conocimiento del grosor y de las distancias que le proporciona a la corteza cerebral, es la educadora de la vista, permitiéndole controlar e interpretar las informaciones: **sin la mano nuestra visión del mundo sería plana y sin relieve.**

Más que el pulgar pueda oponerse, lo relevante es la pareja **mano – cerebro**: el cerebro dirige a la mano, pero también la mano ha modificado el cerebro del hombre, Por lo tanto, constituye con el cerebro **una pareja funcional indisociable**, donde cada término reacciona dialécticamente sobre el otro, y es gracias a la proximidad de esta interrelación que el hombre puede modificar la naturaleza según sus designios e imponerse a todas las especies terrestres vivientes.

6.2.1 La Facultad De Presión De La Mano

Esta facultad de presión, la mano del hombre la debe a su arquitectura que le permite tanto una amplia apertura, como un cierre sobre si misma o en torno a un objeto. Cuando está ampliamente abierta (Fig.7), la mano en visión anterior, presenta su palma 1, continuación de la muñeca 9 y articulada con los cinco dedos; esta cara anterior también se denomina cara palmar. En el centro, la palma está hueca, lo que le permite alojar objetos más o menos voluminosos.



Fig.7 Vista palmar



Fig.8 Vista dorsal

El hueso de la mano está bordeado lateralmente por dos eminencias o prominencias convexas: por fuera, la más voluminosa, **la eminencia tenar** 4 que constituye la base del pulgar, y, por dentro, **la eminencia hipotenar** 7, menos prominente, formando el borde interno cubital de la mano 27 y en cuyo extremo distal se localiza el dedo meñique, separado del dedo anular por la 4ª. comisura 13.

Cuando la mano se prepara para coger un objeto (Fig.9 visión lateral externa), los dedos largos se elongan por la acción de los músculos extensores. La extensión de los dedos disminuye desde el dedo índice al dedo meñique mientras que el pulgar se extiende y se separa en abducción, gracias a la profundidad de su comisura 19. La articulación metacarpofalángica 33 es ligeramente prominente, lo que no ocurre en el caso de la articulación trapezometacarpiana 31. Por arriba se sitúa el hueso de la tabaquera anatómica 28, bordeada por el tendón del músculo extensor largo del pulgar 30. En el borde externo de la muñeca se localiza la apófisis estiloides radial 29, y, dorsalmente, del lado interno la prominencia de la cabeza cubital 34, que desaparece en supinación[11].

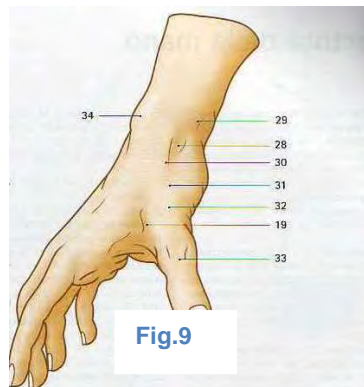


Fig.9

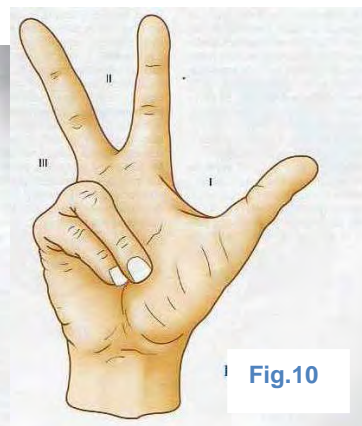


Fig.10

En la visión del lado interno (Fig.8) la mano que se prepara para coger presenta una torción, un desplazamiento hacia la izquierda de la palma de la mano, debido al avance de los metacarpianos más acusado cuanto más interno es el metacarpiano. Esto puede observarse claramente en el caso del 5º metacarpiano. En la base de los dedos, el pliegue de la comisura 26 destaca en el lado palmar. Las cabezas metacarpianas 25 también son prominentes al igual que los músculos extensores 24. Los pliegues de la articulación interfalángicas distal 36 siempre están marcados. Entre el citado pliegue y el borde proximal de la uña se localiza, debajo de la piel la matriz ungueal 38.

Los cinco dedos no tienen la misma relevancia en la utilización de la mano (Fig.9) que comporta tres partes: la zona del pulgar I, que desempeña un papel preponderante por su oposición a los otros dedos: perder el pulgar reduce la mano a casi nada, es por lo que todo lo que pueda suponer un riesgo para éste dedo debe evitarse. La zona de las pinzas II, compuesta por el dedo corazón y, principalmente, por el dedo índice, indispensables para la pinza bidigital (pulgares/índice), pinza de precisión o la pinza tridigital (pulgares/índice/corazón), pinza empleada para alcanzar los alimentos en más de la mitad de la humanidad. La zona de los alcances III, borde cubital de la mano, con los dedos anular y meñique, indispensables para garantizar la firmeza de la presa con toda la palma de la mano o también la presa en forma de puño, o presa de fuerza, frecuentemente empleadas.

6.3 Biomecánica De La Mano

Amplitudes de los movimientos de las articulaciones metacarpofalángicas[13]

- La amplitud de la flexión es aproximadamente de 90° si bien cabe recalcar que aunque alcanza los 90° justos en el caso del dedo índice, aumenta progresivamente hasta el quinto dedo. La flexión aislada de un dedo. Además la flexión aislada de un dedo (en este caso el dedo corazón) está limitada por la tensión del ligamento palmar interdigital.

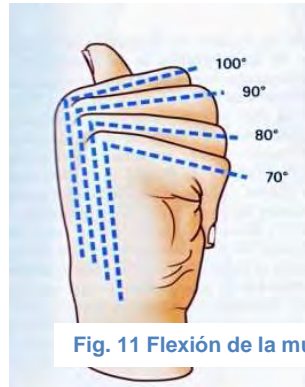


Fig. 11 Flexión de la muñeca

- La amplitud de la extensión activa varia según individuos: puede alcanzar de 30 a 40°. La extensión pasiva puede alcanzar casi los 90° en individuos con una gran laxitud ligamentosa.

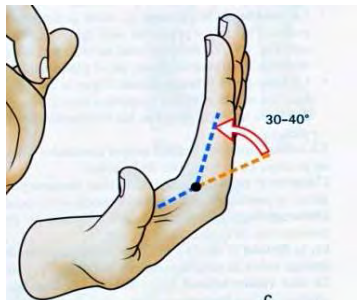


Fig. 12 Extensión de la muñeca

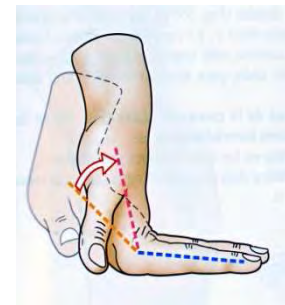


Fig. 13 Extensión pasiva de la muñeca (90°)

6.3.1 Las Articulaciones Interfalángicas

Este tipo de articulaciones son de tipo troclear poseen un solo grado de libertad:

La cabeza de la falange A, tiene la forma de una polea y posee un solo eje XX' , transversalmente, en torno al cual se efectúan los movimientos de flexo extensión en el plano sagital.

La base de la falange distal B que le corresponde, está excavada por dos pequeñas cavidades glenoideas que se encajan sobre las dos carillas de la tróclea.

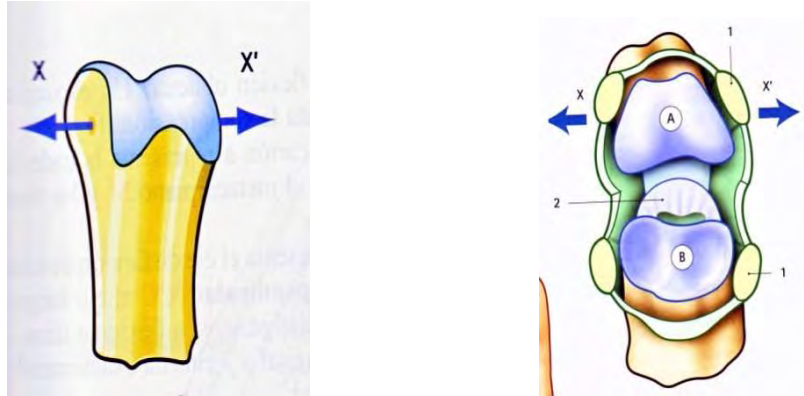


Fig. 14 Articulaciones interfalángicas

La amplitud de la flexión en las articulaciones interfalángicas proximales sobrepasa los 90° por lo mismo: F1 y F2 forman entre sí un ángulo agudo.

La amplitud de flexión en las articulaciones interfalángicas distales es ligeramente inferior a 90° : el ángulo entre F2 y F3 permanece obtuso.

Esta amplitud aumenta del segundo al quinto dedo, para alcanzar los 90° en el dedo meñique.

El complejo articular de la muñeca está compuesto por dos articulaciones incluidas en el mismo conjunto funcional con la articulación radio cubital distal.

- a) La articulación radio carpiana.
- b) La articulación mediocarpiana .
- c) Movimientos de abducción – aducción.

La amplitud de los movimientos se mide a partir de la posición anatómica: el eje de la mano, representada por el tercer metacarpiano y el tercer dedo, se localiza en la prolongación del eje del antebrazo.

La amplitud del movimiento de abducción o inclinación radial no sobrepasa los 15° .

La amplitud de aducción o inclinación cubital es de 45° , cuando se mide el ángulo en la línea que une el centro de la muñeca con la porción distal del tercer dedo.

Esta amplitud difiere según se considere el eje de la mano, en cuyo caso es de 30° , o el eje del dedo corazón, que corresponde a 55° , esto se debe a la aducción de la mano asociada a la aducción de los dedos.

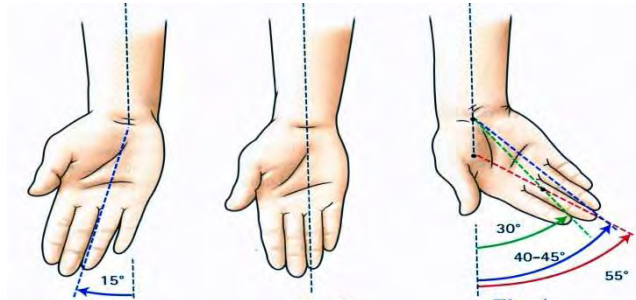


Fig. 15 Amplitud de inclinación cubital (45°)

6.3.1.2 Movimientos De Flexoextensión.[14]

La amplitud de los movimientos se mide a partir de la posición anatómica: muñeca alineada, cara dorsal de la mano en la prolongación de la cara posterior del antebrazo.

La amplitud de la flexión activa es de 85°.

La amplitud de los movimientos depende del grado de distensión de los ligamentos del carpo; la flexoextensión es máxima cuando la mano no está ni en abducción ni en aducción.

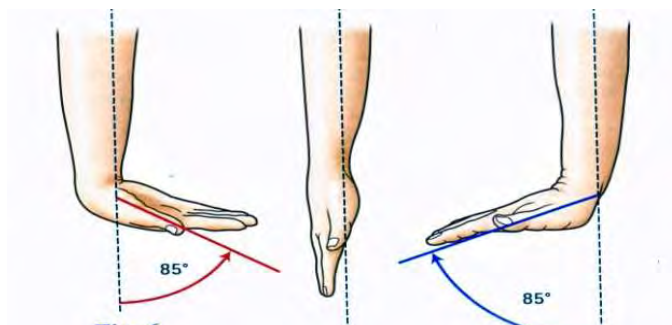


Fig. 16 Flexión activa de la mano

6.3.2 Patologías De Mano Y Antebrazo

6.3.2.1 Fracturas Del Antebrazo

Las fracturas del antebrazo son aquéllas que comprometen la diáfisis del radio y del cúbito.[15]

Existen dos variedades de fracturas del antebrazo que explican dicha necesidad:

Fractura de Monteggia: consiste en la fractura de la diáfisis cubital asociada a una luxación de la cabeza del radio.

Fractura de Galeazzi: consiste en la fractura de la diáfisis radial con luxación del cúbito a nivel de la articulación radiocubital inferior.

6.3.2.2 Fracturas Y Lesiones De Muñeca [16]

1. Fractura de COLLES: frecuente, con su típica deformación en dorso de tenedor y en bayoneta, dolor electivo de epífisis distal del radio (a 2.5 cm distales del radio); se acompaña en la mitad de los casos de fractura de la apófisis estiloides del cubito.
 2. Fractura de SMITH (o COLLES invertida): el fragmento distal esta angulado hacia delante; se produce hiperflexionando la muñeca.
 3. Fractura de RHEA BARTON: es la marginal posterior del radio y es intraarticular.
 4. Fractura de escafoides carpiano: dolor en la tabaquera anatómica y gran limitación funcional.
 5. Luxación del semilunar: es anterior, el semilunar se coloca delante del carpo y puede comprimir el nervio mediano.
 6. Luxación perilunar del carpo: todo el carpo se luxa hacia atrás, excepto el semilunar; produce marcada deformación y no es muy frecuente.
 7. Deformidad de MADELUNG: subluxación posterior de la extremidad distal del cubito. A veces es secuela del cierre prematuro del cartílago distal del radio postraumático, mientras el cubito sigue creciendo.
 8. Enfermedad DE QUERVAIN: Tenosinovitis estenosante del extensor corto y abductor largo del pulgar. Dolor intenso a la presión del estiloides radial, signo de FILKENSTEIN. Haciendo puño y llevando la mano en aducción forzada, se despierta dolor intenso en el estiloides radial.
 9. Síndrome del túnel del carpo: discrepancia entre contenido y continente del túnel que produce compresión del nervio mediano.
 10. Enfermedad de KIEMBOCK: es la necrosis avascular del semilunar, generalmente pos fractura de este hueso.
 11. Tuberculosis de los huesos del carpo.
-

12. Artritis reumatoide.

13. Artrosis del carpo.

6.3.2.3 Fracturas Y Lesiones En Mano

1. Luxo fractura de BENNETT: es la fractura marginal de la base del primer metacarpiano con luxación de la trapecio-metacarpiana.
2. Fractura del cuello del 5º metacarpiano (del boxeador); desaparece el nudillo del 5º metacarpiano y gran tumefacción.
3. Fractura de la diáfisis del metacarpiano: deformación con prominencia en el dorso del metacarpo; el desplazamiento es de vértice posterior.
4. Fractura de la diáfisis de falanges proximales y medias; generalmente presentan angulación de vértice anterior.
5. Luxación metacarpofalángica: deformación marcada; el desplazamiento es posterior.
6. Luxación interfalángica: desplazamiento posterior.
7. Tenosinovitis aguda supurada: afecta la vaina de los flexores, dolor intenso, cuadro general.
8. Dedo de martillo: interfalángica distal en flexión por ruptura de la inserción distal del extensor del tendón.

6.3.3 Ejercicios De Rehabilitación Para Mano

De la figura 17 a 26 se presenta un grupo de ejercicios para la rehabilitación de mano[]:

Es muy importante hacer estos ejercicios diariamente dos veces al día, 10 veces cada uno y empezar haciéndolos poco a poco, hasta que logre hacerlos correctamente. Todos estos deberán hacerse sentados frente a una mesa.

Apoyando el brazo sobre una mesa, mover la muñeca hacia arriba y hacia abajo.



Es necesario que haga estos ejercicios para evitar que se pierda la fuerza o movimiento que aún conserve.

En caso de que se presente algún dolor al hacer el ejercicio o se tenga alguna duda con respecto al folleto, se deberá consultar con el médico y/o el personal técnico en rehabilitación.

Figura. 17

Apoyar el brazo sobre una mesa con la palma de la mano hacia abajo, mover la muñeca hacia arriba



Figura. 18

Pegar el brazo al costado del cuerpo y girar la mano hacia adentro y hacia atrás.

Juntar las dos manos (palma con palma) apoyando los codos sobre una superficie, doblar la muñeca hacia un lado y hacia el otro.

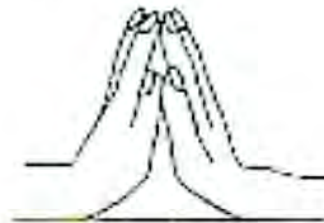


Figura. 19

Apoyar el antebrazo sobre una superficie, fijarlo en la otra mano y deslizar la muñeca hacia la derecha y hacia la izquierda.

Tomar un trozo de plastilina o masa y con el pulgar presionarlo contra los otros dedos, uno por uno.



Figura. 20

Hacer una pelota con plastilina o masa, colocarla entre el pulgar y el segundo dedo, apretarla fuertemente hasta juntar los dos dedos.



Colocar una liga gruesa y apretarla alrededor de los cuatro dedos. Abrir y cerrar los dedos.



Figura. 21

Hacer un aro con la plastilina o masa, colocándolo alrededor de los nudillos, abarcando el dedo pulgar y mover los dedos hacia afuera, repetir el ejercicio; haciendo nuevamente el aro

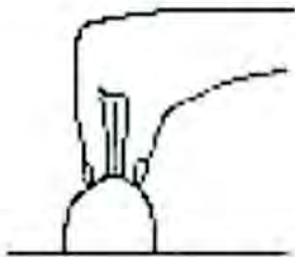


Hacer un rodillo con la masa o plastilina y entrelazarla en los dedos, tratar de abrirlos y cerrarlos comprimiendo el rodillo.



Figura. 22

Formar un cono con plastilina o masa, ponerlo sobre la mesa, apretar con todos los dedos lo más profundo y fuerte como sea posible hasta aplastarlo.



Hacer una bola de masa o plastilina, apretarla con los dedos y volver a hacerla pelota



Figura. 23

Hacer un cono con la plastilina y colocarlo sobre la mesa, poner la mano sobre el cono abarcándolo todo y deslizar los dedos hacia la punta del cono.

Hacer una bola de plastilina o masa, colocarla en la palma de la mano sana y con la mano enferma tratar de extenderla.



Figura. 24

Con la plastilina o masa hacer movimientos con todos los dedos, como si estuviera amasando.



Colocar la palma de la mano hacia arriba, abrir y cerrar los dedos lo más rápido que pueda.



Figura. 25

Hacer una bola de plastilina y apretarla en la palma de la mano con todos los dedos flexionándolos, después lentamente subir los dedos hasta que queden derechos.



Hacer una tortilla de plastilina o masa y ponerla sobre la mesa, apretar la punta de los dedos contra la tortilla.



Figura. 26

6.4 Mecánica De Fuerzas De La Mano

6.4.1 Fuerzas

Se toma conciencia de la naturaleza de una fuerza por la sensación muscular de empujar o traccionar. Estas impresiones muestran que una fuerza tiene *dirección y magnitud* y un punto específico de aplicación sobre un objeto. En papel una fuerza es representada por una flecha. El largo indica su *magnitud*, la dirección indica su *dirección*, y la punta localiza el sitio específico de aplicación. Una línea que se extiende más allá de la flecha representante de una fuerza es llamada línea de acción de la fuerza.

6.4.2 Cuerpos

En la ciencia de la mecánica, cualquier objeto sujeto a la acción de fuerzas se llama *cuerpo*. Con el fin de evitar confusiones en este apartado, las partes del cuerpo

humano se referirán nombrando una parte específica como dedo, pulgar, palma o antebrazo.

En mecánica, los cuerpos pueden ser rígidos o elásticos. Los primeros no cambian su forma, por grandes que sean las fuerzas aplicadas.

Por supuesto, no existen cuerpos rígidos ideales, pero un cuerpo se considera rígido cuando las deformaciones son tan pequeñas que pueden pasar despreciadas. Las férulas estáticas y las bases estáticas para las férulas dinámicas serán consideradas como cuerpos rígidos.

Los cuerpos elásticos cambian su forma cuando se les aplican fuerzas. Tienen la propiedad de elasticidad. Las gomas elásticas, muñecas y dedos son cuerpos elásticos.

Principios. La mecánica aplicada a la confección de férulas se basa en cuatro principios fundamentales:

A. Suma de fuerzas. Dos o más fuerzas aplicadas a un punto específico pueden ser reemplazadas por una fuerza individual que es la suma de las anteriores.

B. Transmisibilidad de una fuerza. Puede considerarse que una fuerza que actúa sobre un cuerpo rígido tiene su punto de aplicación en cualquier parte a lo largo de su línea de acción.

C. Equilibrio. Si las fuerzas aplicadas a un cuerpo suman cero y las torques aplicadas al mismo suman cero, el cuerpo permanecerá en reposo.

D. Acción y reacción. La interacción entre dos cuerpos en contacto puede ser representada por dos fuerzas de igual magnitud y dirección opuesta que poseen la misma línea de acción.

Suma de fuerzas. A lo largo de una línea de acción, las fuerzas que apuntan en una dirección son consideradas positivas y las que apuntan en la dirección contraria negativas.

Estas fuerzas se suman para obtener la suma algebraica de sus magnitudes.

El principio de transmisibilidad permite considerar que las tres fuerzas actúan en un solo punto, mientras el principio de suma permite que dichas fuerzas sean reemplazadas por otra que sea la suma de las anteriores. Si la suma algebraica de las fuerzas es cero, en efecto, no hay fuerza (Figura 27A).

Componentes de una fuerza. Conocer el proceso para reemplazar una fuerza por sus componentes es esencial para el entendimiento de lo siguiente. Este procedimiento se ilustra por un aro con una goma elástica colocado en un dedo. Para obtener extensión de la MCF con una férula correctiva, la fuerza por aplicarse debe estar en un ángulo recto en relación al eje del hueso. Cuando la fuerza de tracción no está en ángulo recto, ésta puede ser reemplazada por dos proyecciones de la fuerza; una, perpendicular al eje del hueso; otra, paralela a este eje en la superficie de la piel. Ambas proyecciones son conocidas como los componentes de la fuerza (Figura 27B). Las proyecciones componentes de la fuerza real pueden tener efecto en dos ejes perpendiculares cualquiera. En un problema de equilibrio es generalmente conveniente usar un eje vertical y otro horizontal, en este caso los componentes son llamados vertical y horizontal. Aquí se ha establecido un eje axial y uno perpendicular, y se pueden calcular los valores numéricos de los componentes midiendo el ángulo (designado A) entre la fuerza aplicada y el eje axial, mediante las siguientes fórmulas:

Componente perpendicular = fuerza real \times seno A

Componente axial = fuerza real \times coseno A

Acción y reacción. El aro ubicado en el dedo también puede usarse para ilustrar el principio de acción y reacción. Participan dos fuerzas; el aro aplica una fuerza a la parte inferior del dedo para traccionarlo hacia arriba y el dedo aplica una fuerza para empujar el aro hacia abajo. El aro y el dedo se muestran separadamente con flechas que indican la dirección de la fuerza aplicada a cada uno (Figura 28).

Según el principio de acción y reacción, estas dos fuerzas deben ser iguales en magnitud, opuestas en dirección y tener la misma línea de acción.

Fricción. Se quita el aro y se muestran las fuerzas componentes que actúan sobre el dedo.

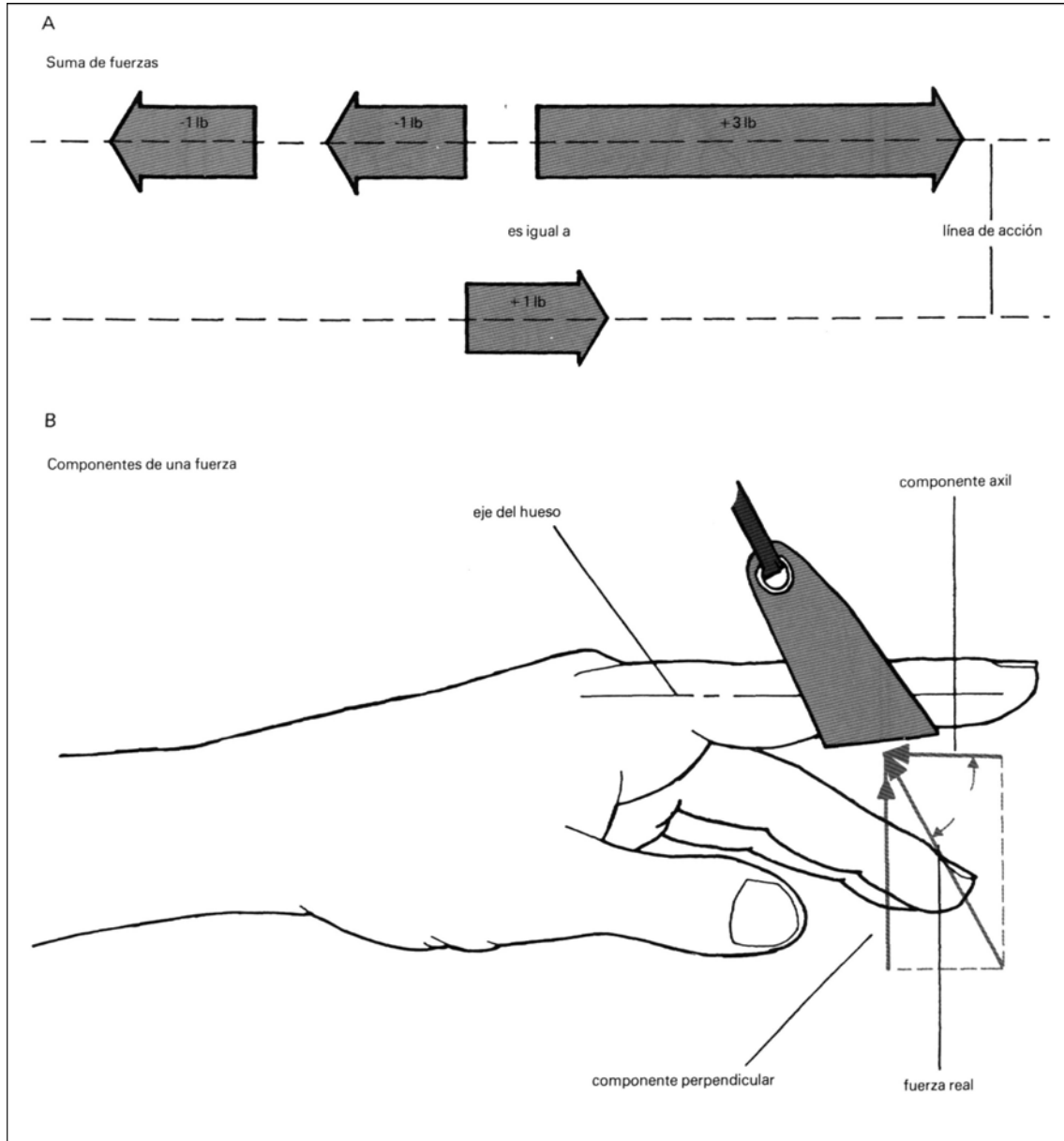


Figura 27 Sistema de fuerzas

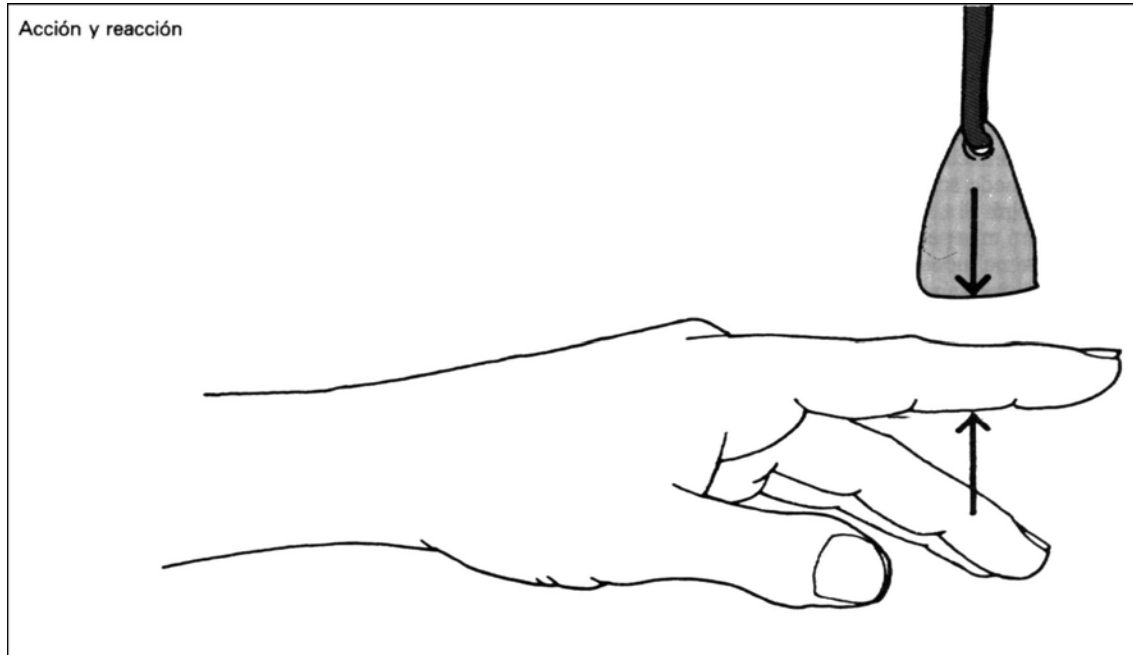


Figura 28 Acción y reacción de la fuerza

Según el principio de acción y reacción, cada uno de los componentes de la fuerza que actúa sobre el dedo tiene una fuerza componente igual y opuesta que actúa sobre el aro.

Recuerde que las fuerzas que actúan sobre el aro son aplicadas por el dedo y aquellas que actúan sobre el dedo son aplicadas por el aro. El componente horizontal de la fuerza aplicada por el aro tracciona a lo largo de la superficie de la piel (Figura 29). Esta es la fuerza de deslizamiento. La piel de los dedos empuja al aro con una fuerza en dirección opuesta a la de deslizamiento. Esta fuerza es conocida como fuerza de fricción. El tamaño que ésta pueda alcanzar depende de la naturaleza de las dos superficies en contacto. Si las superficies son ásperas, la fuerza de fricción puede ser tan grande como la de deslizamiento, y éste no ocurrirá. Si las superficies son resbaladizas, la fuerza de fricción será más pequeña que la de deslizamiento y el aro resbalará proximalmente a lo largo del dedo. La fuerza de fricción no es confiable y las férulas no deben diseñarse con la idea de depender en ella. Incluso si no hay deslizamiento inmediato, éste puede ocurrir más tarde a medida que el paciente se mueve. Siempre debe considerarse que la fuerza de deslizamiento producirá resbalamiento.

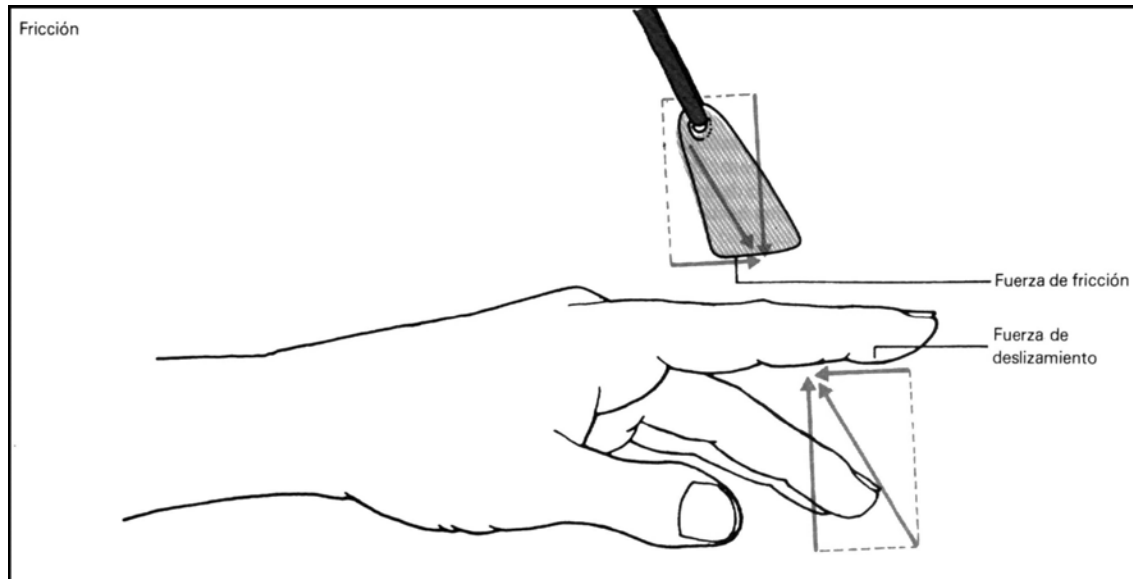


Figura 29 Descomposición de un sistema de fuerzas

Superficies sin fricción. La piel de la superficie palmar de los dedos está firmemente ligada a los tejidos; el aro por lo general permanecerá fijo en su posición en el dedo, porque la piel no se mueve en forma apreciable. El aro se correrá solo si la superficie de la piel es resbaladiza. Pero esta no es la situación con la piel en la mayor parte de las otras regiones del cuerpo. Considere la piel en la región dorsal del brazo donde pueda haber una correa en contacto. La piel aquí está ligada en forma floja a los tejidos. Es en este tipo de superficie donde debe desarrollarse una fuerza de fricción para prevenir el movimiento de la correa.

Esta fuerza de fricción es siempre tan pequeña que la piel debe ser considerada como una superficie sin fricción incapaz de resistir una fuerza de deslizamiento. El componente perpendicular de una fuerza sólo puede existir cuando dos cuerpos entran en contacto en una superficie sin fricción.

6.5 Electromiografía

La señal mioeléctrica está asociada a la corriente generada por el flujo iónico a través de la membrana de las fibras musculares, las cuales se propagan a través de los tejidos hasta llegar al lugar donde se registraran. Así esta señal se ve afectada por las propiedades anatómicas, por las fisiológicas de los músculos, por el esquema de control del sistema nervioso y por las características de la instrumentación empleada para su detección.

6.5.1 Generación De La Señal Mioeléctrica

El proceso de la generación de la señal mioeléctrica se origina con el deslizamiento de los filamentos musculares formados por proteínas llamadas actina y miosina.

El potencial de acción a través de la liberación de moléculas de Ca^+ , inicia el deslizamiento de pequeños brazos extensores espaciados a lo largo de cada filamento de miosina unidos a los sitios de enlace sobre la actina con la que genera la formación de enlaces cruzados entre ellos, para ejercer un deslizamiento semejante a los brazos de palanca. La energía para este proceso es proporcionada por el ATP (Adenosin-Trifosfato).

Toda esta conducta de los filamentos, provoca una contracción; con lo cual se manifiesta la actividad eléctrica asociada a la señal mioeléctrica. Realizando esto, el retículo sarcoplasmico liberador de calcio empieza a reacumularlo en sus partes longitudinales, a través del transporte activo, de ahí es difundido hacia las cisternas terminales donde se almacena, hasta que sea liberado por el siguiente potencial de acción.

La ausencia de Ca^+ genera una reacción química entre la miosina y la actina provocando la suspensión de la interacción entre ellas, como resultado, el musculo se encuentra en el estado de relajación. La mayoría del calcio intracelular se mantiene en el retículo sarcoplasmico, lo cual implica la falta de enlaces suficientes para provocar contracción; como resultado se tiene muy poca tensión o ninguna tensión.

Después de liberado el Ca^+ , es necesario que sea retomado hacia el retículo sarcoplasmico de lo contrario el musculo no lograra la relajación aun en la ausencia de potenciales de acción, provocando una contracción sostenida denominada contractura.

6.5.1.2 Características De La Señal Mioeléctrica

Dentro de las características de la señal mioeléctrica se tienen: la amplitud de la señal (de naturaleza aleatoria), la cual puede ser representada de una manera bastante razonable a través de la función de distribución gaussiana. Sus valores se encuentran generalmente ubicados entre 0 y 10 mv pico a pico o de 0 a 1.5 mVrms. La frecuencia

de la señal se reporta limitada dentro de 0 a 500 hz, con energía dominante entre 50 y 150 hz. Sin embargo, pueden encontrarse casos y músculos especiales, los cuales la frecuencia es más alta de la estándar.

6.5.1.3 Equipo Para El Registro De La Señal Mioeléctrica

El equipo para el registro de la señal mioeléctrica consiste en el elemento de captación son los electrodos superficiales o de aguja, los cuales se colocaran en el musculo de estudio; la señal de EMG obtenida pasara a través de una etapa de amplificación, debido a que los potenciales capturados son usualmente muy pequeños, de esta forma se acondiciona la señal para poder trabajar con ella; posteriormente se tiene una etapa de filtrado preliminar; filtro rechaza banda, utilizado para reducir el ruido proveniente del ambiente a 60 hz; finalmente se aplica otro filtro para eliminar las frecuencias menores a 6 hz y mayores a 2 khz, con esta etapa de doble filtrado la señal de EMG carece de aquellas señales no deseadas para el estudio; finalmente la señal puede ser procesada.

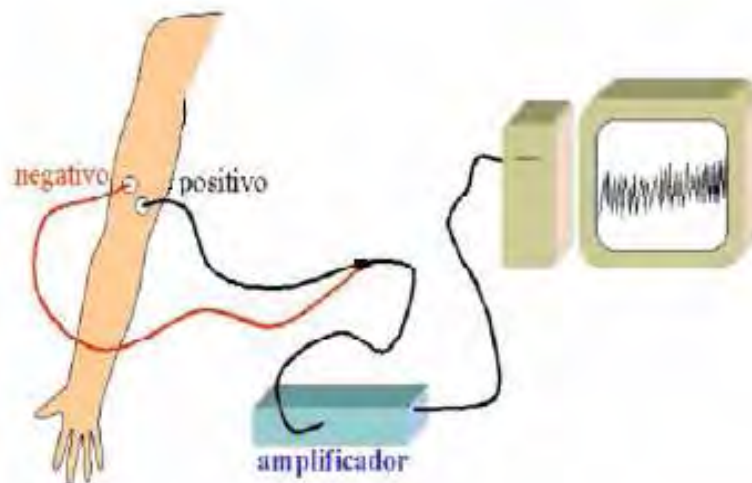


Figura 30 Diagrama de captura de la señal mioeléctrica.

6.5.2 Electrodo

Los electrodos son una parte fundamental en el registro de señales musculares, pues son por medio de los cuales se adquiere la actividad eléctrica del musculo. Existen dos clases de electrodos; por inserción (percutáneos o de aguja) dentro del musculo o bien a través de la piel que lo recubre (superficiales).

6.5.2.1 Electrodo Superficiales

Estos electrodos pueden ser utilizados en EEG (Electroencefalografía), de plata-cloruro de plata, de 5 mm de diámetro, o los de succión,, que consiste en una pequeña goma con electrodo de plata/AgCl en su interior. Ambos electrodos, se aplican con una pasta intermedia entre el electrodo y la superficie de detección, con el fin de disminuir la resistencia.

6.5.2.2 Electrodo Percutáneos

Consisten en una aguja muy fina, inoxidable, recubierta por una envoltura de nylon excepto en los 10 micrones de la punta. Este electrodo debe utilizarse en conjunto con un similar o bien con uno de referencia pero superficial; la ventaja de este electrodo es que es capaz de detectar el potencial de una sola célula muscular, a diferencia del superficial. Dentro de esta categoría se tienen dos tipos de electrodos de aguja: monopolares y coaxiales.

6.5.3 Electrodo De Referencia

El electrodo de referencia es necesario para proporcionar una referencia común a la entrada diferenciada del preamplificador con el electrodo. Para este propósito, el electrodo de referencia se debe colocar tan lejos como sea posible de la aérea de detección y en el tejido eléctricamente neutral. Es imprescindible que el electrodo de referencia tenga un contacto eléctrico muy bueno con la piel, por esta razón, el electrodo debe ser grande (2cm x 2cm aproximadamente). Si es pequeño, el material debe ser altamente conductor y debe tener características adhesivas fuertes que lo aseguren a la piel con estabilidad mecánica considerable.

6.5.4 Localización Y Orientación De Los Electrodo

El punto motor es ese punto en el musculo donde la introducción de la mínima corriente eléctrica causa una contracción nerviosa perceptible de las fibras superficiales del musculo, es decir entre la zona de inervación e inserción tendinosa. Es recomendable que el electrodo de detección se coloque en el punto motor.

CAPITULO VII**DESARROLLO****7.1 Descripción Del Trabajo**

Hoy en día existen distintas terapias para ayudar a la rehabilitación muscular a nivel de mano y antebrazo en pacientes con lesiones músculo-esqueléticas originadas por algún traumatismo, el objetivo de este trabajo es complementar los ejercicios de rehabilitación por medio del movimiento asistido y disminuir los tiempos de recuperación motriz en los pacientes, entendiendo como rehabilitación, la recuperación de habilidades motrices y tono muscular perdido a causa de una lesión. El exoesqueleto imitará el movimiento fino de la mano, contará con tres grados de libertad y será el encargado de auxiliar al paciente a completar las tareas mostradas en el ambiente virtual.

El dispositivo funcionará mediante el uso de un software con videojuegos, programado con distintos ejercicios de rehabilitación, en los cuales el paciente tratará de cumplir el objetivo del juego, si no lo logra el exoesqueleto auxiliará al paciente a cumplir con el movimiento de la mano.

7.1.2 Propuesta De Solución

Se tienen los siguientes puntos para la solución del problema:

1.- Control asistido del movimiento voluntario, mediante ayuda del exoesqueleto y el software de rehabilitación.

2.- Auto-control de la función sin ayuda de aparato.

Se tiene contemplado crear un exoesqueleto para mano humana diestra, que estará conectado desde la computadora a través de sensores, los cuales tendrán la función de indicar al mecanismo el momento preciso para ayudar al paciente en los movimientos de flexión, extensión y pinza fina. La conexión PC->exoesqueleto permitirá el control de los actuadores y la conexión exoesqueleto->PC será utilizada para la retroalimentación de los sensores a el software especializado.

De igual forma, mientras el software recibe información de los sensores también hará lo mismo con las señales mioeléctricas de los músculos involucrados, ambas señales serán utilizadas para que el ambiente virtual de rehabilitación despliegue los movimientos realizados.

7.1.3 Metodología (Actividades)

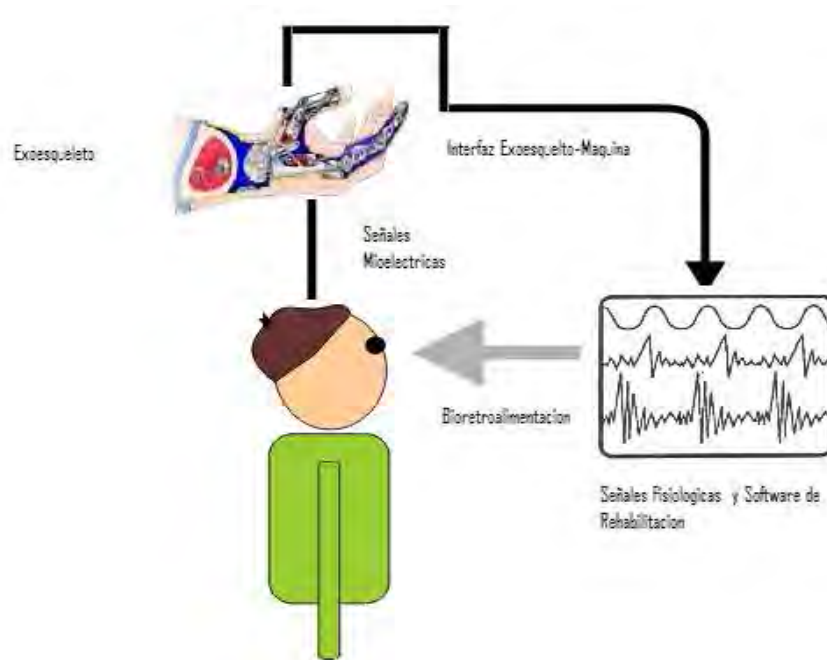
Inicialmente se realizaron estudios antropométricos y biomecánicos de la mano con el objetivo de determinar los parámetros necesarios para el diseño y fabricación del exoesqueleto, tomando en cuenta una medida estándar para su uso así como también los movimientos de los ejercicios de rehabilitación.

Se construyó un exoesqueleto de tres grados de libertad, que consiste en una serie de mecanismos que son controlados por las señales mioeléctricas captadas por los electrodos colocados en los músculos del antebrazo. De igual forma mide el ángulo de los movimientos de pinza fina.

Una vez construido el exoesqueleto, se procedió a implementar el sistema de control para los movimientos del mecanismo.

Posteriormente se colocaron y probaron los sensores que detectan si se presenta una contracción. Tanto la señal mioeléctrica como las señales obtenidas de los sensores son enviadas a la PC para controlar el movimiento del exoesqueleto.

El software está basado en ejercicios de rehabilitación de mano, además muestra en pantalla los trabajos a realizar en la sesión, si el paciente no logra cumplirlos, los sensores envían una señal a la PC para que esta envíe la señal correspondiente a los actuadores en el exoesqueleto y se termine de realizar el movimiento.

Sistema**Figura 31 Esquema general**

Al terminar el proyecto se realizarán pruebas que confirmen que el mecanismo cumple con las funciones esperadas, teniendo en cuenta los objetivos finales de proyecto, de los cuales se enumeran los siguientes:

El exoesqueleto realizará el movimiento mecánico cuando el paciente:

- a) No pueda terminar el ejercicio de pinza fina debido a que sus músculos no cuentan con la fuerza suficiente, esperando que cuando se rehabilite aumente.
- b) No posea la fuerza muscular suficiente para iniciar el movimiento esperado.

Para verificar que el exoesqueleto realiza los movimientos se comprobará que:

- 1) Los sensores de fuerza midan diferentes ángulos, para ello se medirá el tiempo que tarda el mecanismo en reaccionar cuando los sensores han detectado el ángulo correspondiente (esto implica actuadores y el programa de control).
- 2) El registro de SME (Señal Mioeléctrica), que tomará en cuenta la intensidad de la fuerza muscular, cuando el programa detecte que la posición no ha

cambiado, mandará una señal a los actuadores del mecanismo para que completen el movimiento, de la misma forma antes mencionada se medirán los tiempos de respuesta del mecanismo pero ahora con la variante que será a partir de la electromiografía.

Se comprobará cada uno de los puntos anteriores por separado, es decir cuando se realicen las pruebas mediante los sensores no se tomará en cuenta la entrada de la SME y para realizar pruebas con ésta última no se utilizará la señal de los sensores. Esto con la finalidad de comprobar cada sistema por separado, posteriormente se añadirán los dos medios para una prueba final.

El proyecto tendrá un software auxiliar al mecanismo que servirá para:

- a) Mostrar en pantalla los movimientos que está realizando el paciente.
 - b) Desplegar la gráfica de la señal mioeléctrica del paciente.
-

7.2 Diseño Mecánico Del Exoesqueleto

7.2.1 Estudio Antropométrico De Mano.

Para la construcción del exoesqueleto se realizó un estudio antropométrico local de mano, con la finalidad de obtener una media de las medidas de la mano derecha. Al término del estudio se obtuvieron los siguientes resultados:

PROMEDIOS GENERALES	MEDIA	DESVIACIÓN ESTÁNDAR
Longitud de la mano	182.010909	3.012014125
Longitud palmar	102.105	2.691640764
Ancho de la mano	100.030909	0.514615479
Ancho palmar	79.504697	0.984664584
Pulgar		
Falange Proximal	27.2569697	2.643156133
Falange Distal	31.3675758	2.774581486
Índice		
Falange Proximal	32.6136364	2.681800579
Falange Medial	20.4609091	1.587128848
Falange Distal	25.4145455	1.680416795
Medio		
Falange Proximal	40.9193939	3.305799893
Falange Medial	24.7260606	1.491507677
Falange Distal	25.9666667	1.433133319
Anular		
Falange Proximal	38.5675758	2.833813328
Falange Medial	22.8627273	1.587144759
Falange Distal	25.6169697	1.805322042
Meñique		
Falange Proximal	29.7281818	2.597914276
Falange Medial	16.6263636	1.451521389
Falange Distal	23.4251515	1.495266133

Tabla 3

El siguiente paso fue la construcción de la estructura la cual se dividió en cuatro partes principales: soporte para el antebrazo, muñeca y palma, falanges y estructura del pulgar.

7.2.1 Soporte Para Antebrazo

En este elemento se coloca el antebrazo de los pacientes. Está integrado por dos piezas, una de ellas es una placa que fija el apoyo del antebrazo a una silla, la otra es donde se apoya el antebrazo de las personas, ver figura 32 y 33. Ambas piezas se construyeron de aluminio.



Figura 32 Vista lateral derecha



Figura 33 Vista superior

7.2.2 Articulación De La Muñeca Y Dorso De La Mano

Esta parte del exoesqueleto se encarga de la sujeción de los dedos, se adapta al dorso de la mano y se une con el antebrazo, dando así el movimiento de la muñeca. También está fabricada de aluminio.

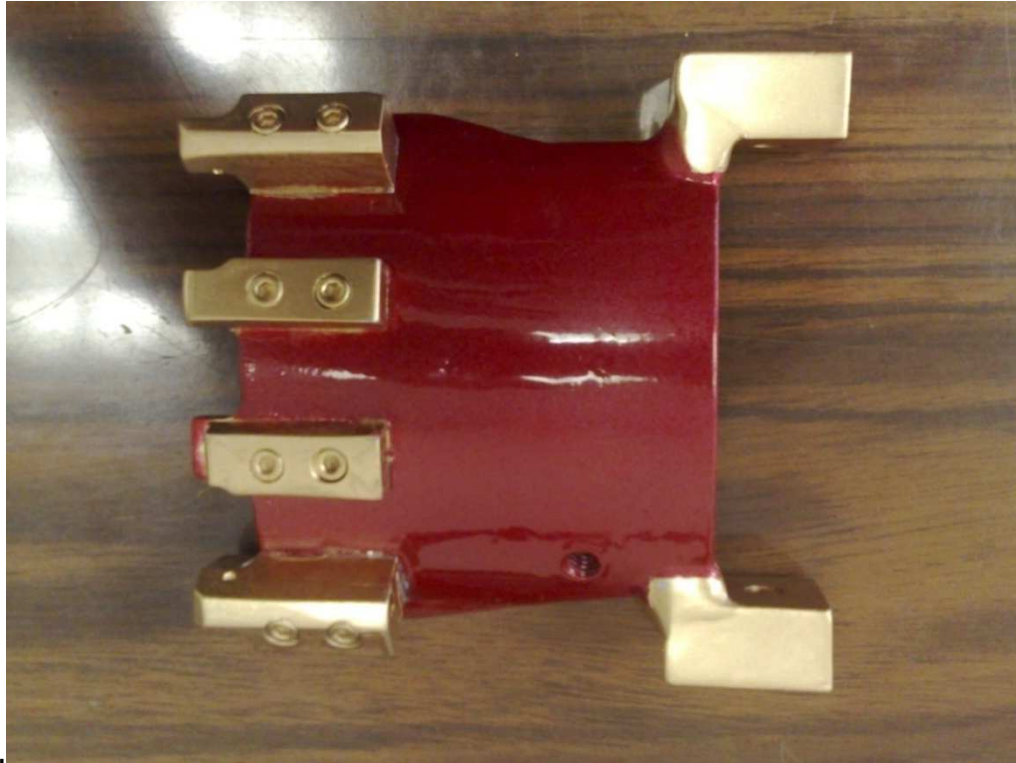


Figura 14 Vista superior de la muñeca y dorso

7.2.3 Soporte Para Falanges

Su construcción se basó en las férulas para dedos, elementos que poseen la característica de adaptarse perfectamente a los dedos y proveerles sostén, además de que su tamaño estándar las hace adaptables a la mayoría de las personas adultas. Las férulas, las placas y los arcos son de aluminio.



Figura 37 Vista superior



Figura 38 Vista lateral

7.2.4 Pulgar

El mecanismo del pulgar consta de 3 partes que son (Fig. 39).



Fig. 39 Partes que conforman el pulgar

Donde la parte A (Fig. 40), se encarga de la sujeción del pulgar al exoesqueleto, se une a la pieza B y le brinda una movilidad al pulgar, si se observa la pieza como se muestra en la Fig. 40 y se utiliza coordenadas cartesianas se obtiene:

- La movilidad en el eje "x" de la parte A es de 0° a 270°
- La movilidad en el eje "y" de la parte A es de 0° a 15°
- La movilidad en el eje "z" de la parte A es de 0° a 360°



Figura 40 Parte A

La parte B (Fig. 41) se une con las partes A y C, este elemento también proporciona la movilidad necesaria al pulgar para que el exoesqueleto pueda realizar el movimiento de pinza fina, los rangos de movimiento son los siguientes:

- La movilidad en el eje "y" de la parte B es de 0° a 60°
- La movilidad en el eje "x" de la parte B es de 0° a 60°
- La movilidad en el eje "z" de la parte B es de 0° a 60°

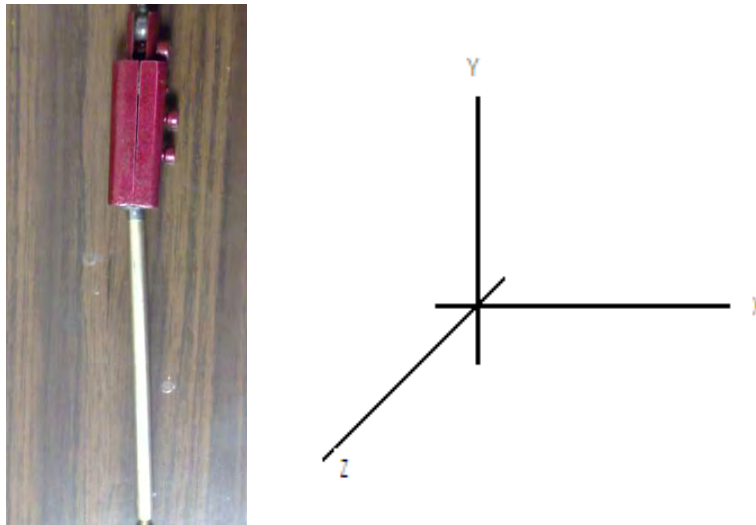


Fig. 41 Parte B

En el elemento C (Fig. 42) se observa la parte que se fija al pulgar del paciente y que se une con la parte B formando la pieza completa.



Fig. 32 Parte C

7.2.5 Diseño Final

Finalmente se unieron las piezas que conforman al exoesqueleto, con lo que se obtuvo un diseño de un exoesqueleto de tres grados de libertad.



Fig. 43 Exoesqueleto ensamblado

7.3 Diseño Del Registro De La Señal Mioeléctrica

7.3.1 Estudio De La Señal Mioeléctrica

Se realizó un estudio de SME para saber que rangos de voltaje y frecuencia se presentan en los músculos flexor común de dedos, flexor largo del pulgar y abductor largo del pulgar, ya que sus señales mioeléctricas serán utilizadas para control del exoesqueleto. En base a los resultados obtenidos se construyó un sistema de adquisición de SME que mida los parámetros y rangos que se necesitan.

Se encontró lo siguiente:

“Las amplitudes de pico varían desde **50uV** hasta alrededor de **1mV**, dependiendo de la situación de los electrodos de medida con respecto al músculo y de la actividad de éste. Para una reproducción fiel se requiere una respuesta frecuencial alrededor de **10 Hz a 300 Hz**.”[1]. Cabe señalar que estos datos son para electromiografía superficial de los músculos en general.

“Para el registro del EMG se utilizaron electrodos bipolares de superficie situados sobre el músculo flexor superficial de los dedos, de la mano dominante. Para su colocación, se midió la distancia entre la epitroclea del húmero y la apófisis estiloides del radio, conformando así una diagonal. Desde la epitroclea se calcularon 7 cm en sentido descendente.

Las señales fueron filtradas entre 1-300 Hz y muestreadas a 2500 Hz, y almacenadas para su procesamiento posterior. Se utilizó esta configuración, dado que el espectro de frecuencia de interés de las señales alcanza los 50 Hz.” [2]

“La captura de la señal EMG se realiza mediante electrodos superficiales de 9mm del tipo Ag-ClAg; dicha señal pasa por una etapa de acondicionamiento, a base de amplificadores con entrada jfet, para asegurar una alta impedancia.

La primera etapa de amplificación se hace mediante un amplificador de instrumentación (INA118) con una ganancia de 20, misma que nos permitirá filtrar la señal con poca atenuación. Posteriormente se ingresa la misma señal a un filtro pasa bandas con rango efectivo de 10Hz a 2KHz de 4° orden.”[3]

En la figura 44 se observan los rangos en los que se encuentra un registro de EMG del músculo flexor de los dedos:

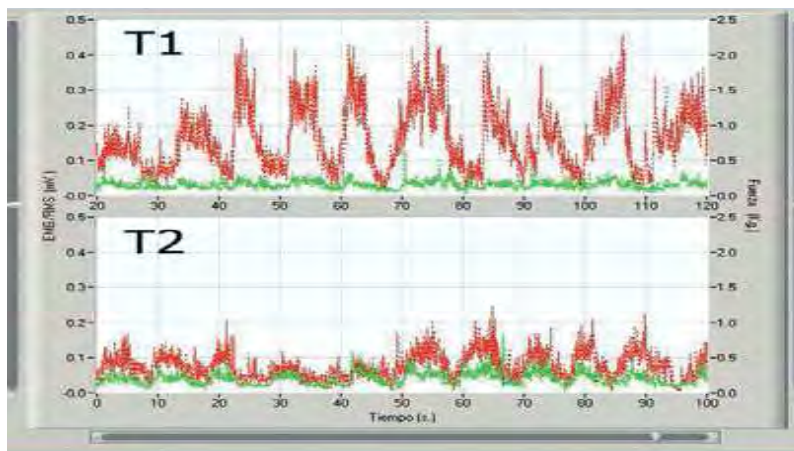


Figura 44 Rango de voltaje de 0 a 5 mv y tiempo de 0 a 100 ms

“Finalmente se llega a un sistema que consta de tres electrodos superficiales del tipo empleado en electrocardiografía que son ubicados en el brazo como se muestra en la Figura 45, un amplificador de instrumentación con una ganancia de 130 y de respuesta lineal en el rango desde 0,05 Hz hasta 1000 Hz, un filtro notch que bloquee la señal de 50/60 Hz de la red eléctrica, una tarjeta de sonido que permite obtener una ganancia adicional de 20 dB para la entrada de micrófono y un componente software para el tratamiento de las señales EMG adquiridas desarrollado en LabVIEW 8.5, el cual debe realizar la adquisición de la señal durante 250 ms a una frecuencia de muestreo de 1024 muestras por segundo y posteriormente procesará la señal, tiempo después del cual el sistema nuevamente realizará la adquisición de la señal y el ciclo se repetirá.”[5]

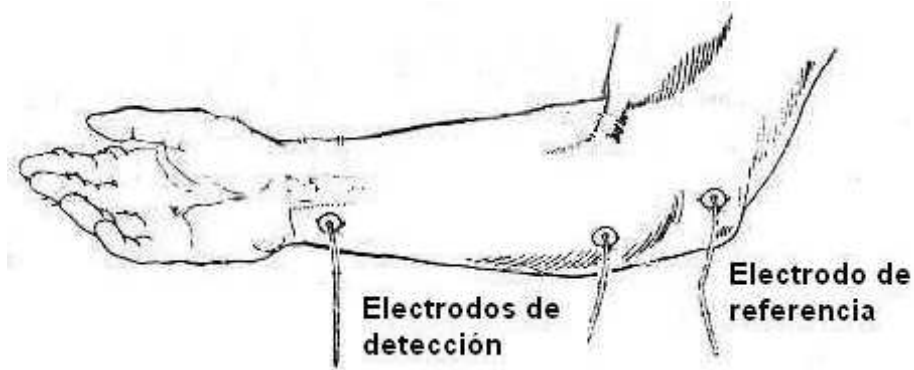
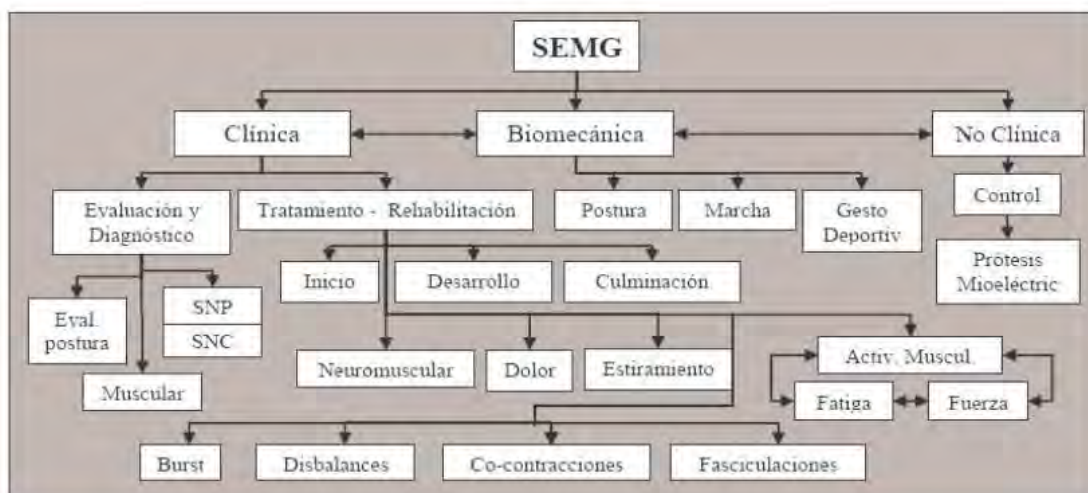


Figura 45 Rango de voltaje de 0 a 5 mv y tiempo de 0 a 100 ms

Además de los datos anteriores se realizó una prueba en el Hospital 1° de octubre del ISSSTE, de todos los datos recolectados se concluyó lo siguiente:

La obtención de la SME será superficial (sEMG), esta técnica involucra la aplicación de electrodos de superficie sobre la piel (cubierta del músculo o fibras musculares); estos electrodos captan la actividad eléctrica de las fibras y envían la información para su procesamiento y posterior análisis. Sobre dichas señales se pueden realizar manipulaciones matemáticas, determinísticas y otras estadísticas que sirven para interpretar los datos.[1000] Dos de sus principales características de la sEMG es que, como ya se mencionó, no es invasiva y, por lo tanto, tampoco dolorosa.



Esquema 3. Aplicaciones de la EMG superficial

El inconveniente de usar esta técnica es la presencia del ruido. Para disminuir su presencia se añadieron al sistema filtros pasa altas y pasa bajas, de 10Hz y 300 Hz respectivamente. De esta forma la información obtenida de la SME será lo más fidedigna.

Los rangos de voltaje para la construcción del electromiógrafo fueron de -0.5mV a 0.5mV , con una velocidad de muestreo fue de hasta 200milisegundos.

Por último, la colocación de los electrodos será como se muestra en la Figura 45.

7.3.2 Diseño de circuito de registro de señal mioeléctrica

Para el diseño del circuito que adquiere la señal mioeléctrica se utilizaron filtros activos, un filtro pasa-altas de segundo orden con una frecuencia de corte de 10Hz y un filtro pasa-bajas de segundo orden con una frecuencia de corte de 300 Hz, en su conjunto forman un filtro pasa-banda de segundo orden con una ancho de banda de de 10 Hz a 300 Hz. Se escogió para el filtro una configuración Sallen y Key con una característica en respuesta de tipo butterworth, para esta configuración los amplificadores operacionales se comportan como un comparador de voltaje de donde la salida del amplificador se conecta a una de las entradas del mismo (una retroalimentación) creando una fuente de voltaje controlada por voltaje con esta característica se puede controlar la ganancia del amplificador creando un factor de amortiguamiento. Un filtro del tipo butterworth es aquel en donde la respuesta en amplitud es plana a lo largo de su banda de paso y a partir de la frecuencia de corte designada la señal se atenúa a razón de 40dB/Dec.

Filtro pasa-altas

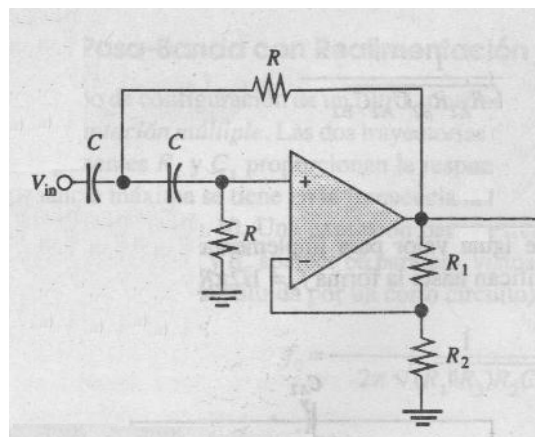


Figura 46 Filtro pasa-altas

En la figura 46 se observa la configuración Sallen y Key de un filtro pasa-altas de segundo orden con respuesta tipo Butterworth, para una frecuencia de corte de 10Hz con una ganancia de 1.4 en voltaje se emplearon los siguientes valores de resistencias y capacitores [1].

$$C=4.7\mu\text{f}$$

$$R= 3386.27 \Omega$$

$$R1= 5860 \Omega$$

$$R2= 10\text{k} \Omega$$

Filtro Pasa-bajas

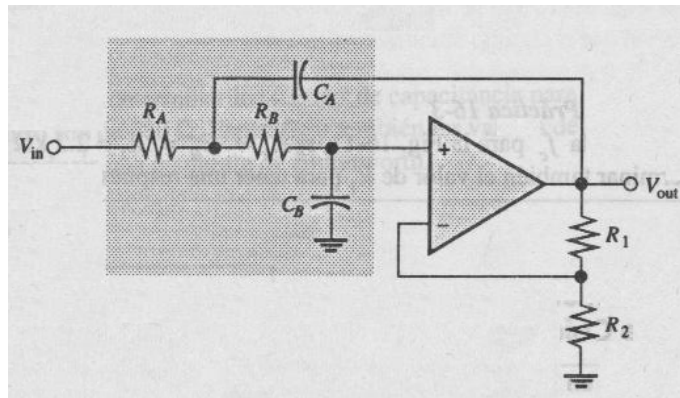


Figura 47 Filtro pasa-bajas

En la figura 47 se observa un filtro pasa-bajas de segundo orden en configuración Sallen y Key con respuesta tipo Butterworth, para una frecuencia de corte de 300Hz y una ganancia de 1.4 en voltaje se emplearon los siguientes valores de resistencias y capacitores [1]:

$$C_A=C_B=.22\mu\text{f}$$

$$R_A=R_B=2411 \Omega$$

$$R1=5860 \Omega$$

$$R2=10\text{k} \Omega$$

Filtro Pasa-Banda

Circuito pasa-banda con un ancho de banda de de 10 Hz a 300 Hz (Figura 48).

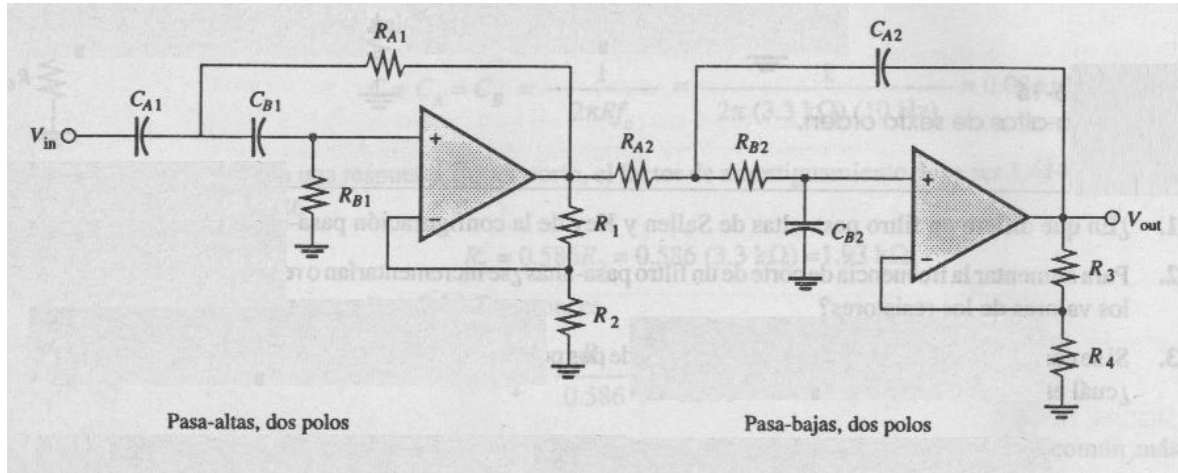


Figura 48 Filtro pasa-banda

En la figura 49 se muestra el comportamiento del filtro en la ganancia y la frecuencia.

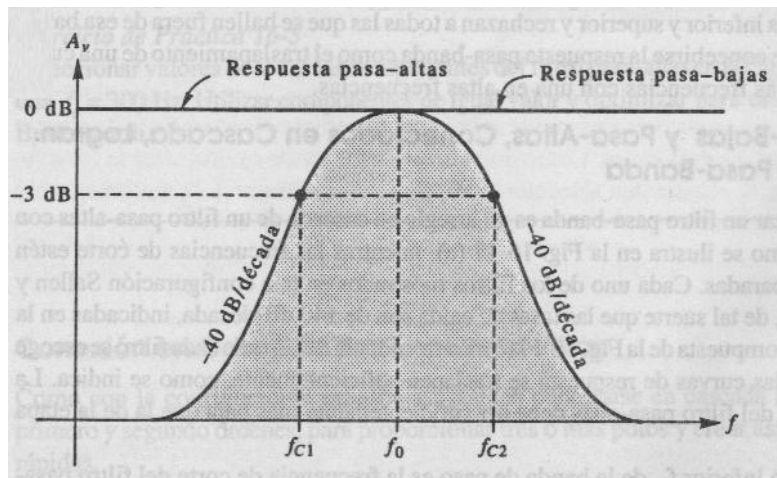
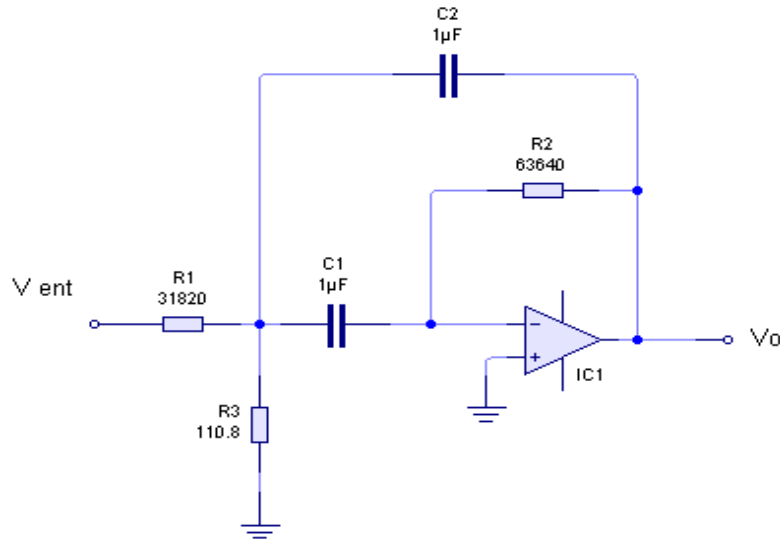


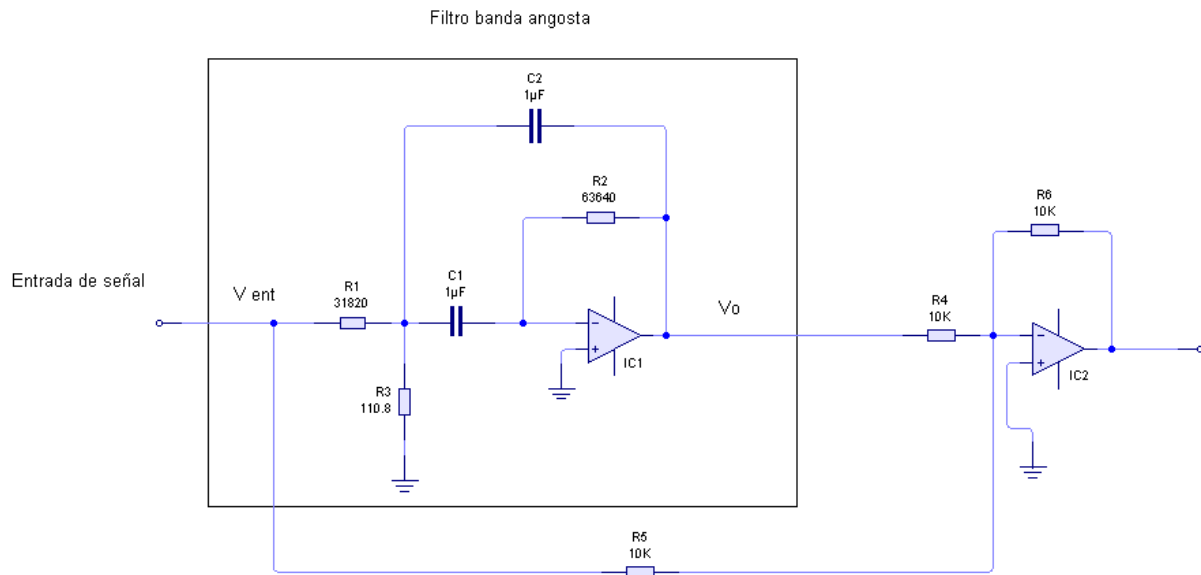
Figura 49 Respuesta en frecuencia del filtro pasa-banda

Filtro de banda angosta

Filtro para 60Hz con un ancho de banda de 5Hz



Filtro notch



El amplificador operacional que se empleó para los filtros es el TL084, debido a que posee una alta impedancia (1000000Ω), una entrada de tipo JFET, una ganancia de voltaje de 150 y soporta hasta ± 30 volts en sus entradas diferenciales y existe una presentación con 4 amplificadores integrados en un solo integrado.

Diagrama de conexión

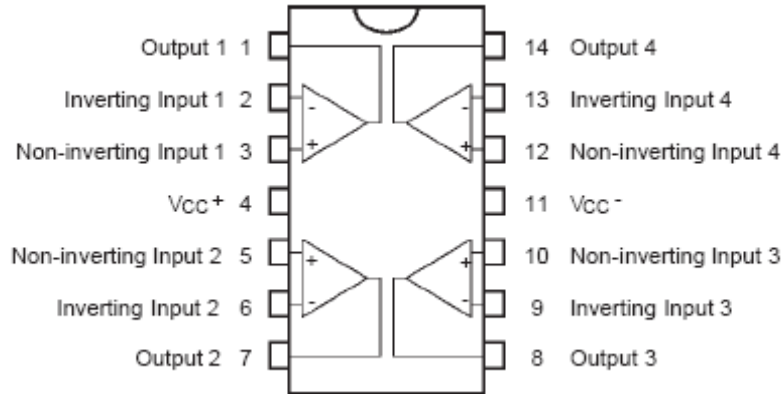


Figura 50 Circuito TL084

Para adquirir la señal mioeléctrica se empleó el circuito integrado de AD620, este circuito integrado (C.I.) [2] está diseñado para obtener:

- Bajo ruido
- Ganancia de 1 a 1000
- Bajo consumo de corriente aproximadamente de 1.3mA
- Posee un ancho de banda en frecuencia de 120KHZ con una ganancia de 100

Este circuito puede sustituir a la configuración de tres amplificadores en forma diferencial que se emplea en la adquisición de señales mioeléctricas y cardioeléctricas. Este C.I. tiene adentro una configuración de tres amplificadores operacionales conectados en forma diferencial. En la figura 51 se muestra la ventaja del uso del AD620 contra la conexión de tres amplificadores en forma diferencial, el error de adquisición de la señal se reduce. [3]

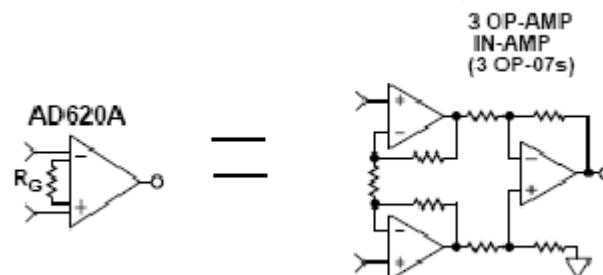


Figura 51 Equivalencia entre el C.I. AD620 y los amplificadores TL084

7.4 Sensores De Fuerza (FSR)

7.4.1 Características Generales

Para poder implementar el uso de sensores de ángulo al mecanismo fue necesario acoplar otro tipo de sensores, en esta caso se utilizaron sensores de fuerza, debido a la relación lineal que guardan entre la fuerza de flexión que se le aplica y la resistencia de salida.

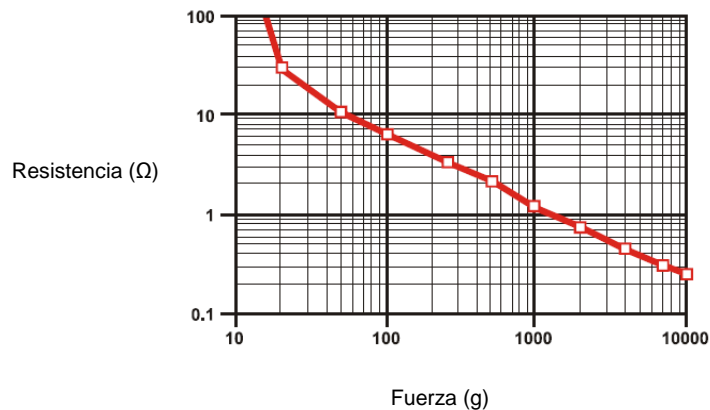


Figura 52 Relación fuerza-resistencia

Estos sensores son polímeros los cuales disminuyen su resistencia cuando la fuerza aplicada aumenta, y viceversa.

A continuación se muestra una figura de los sensores.

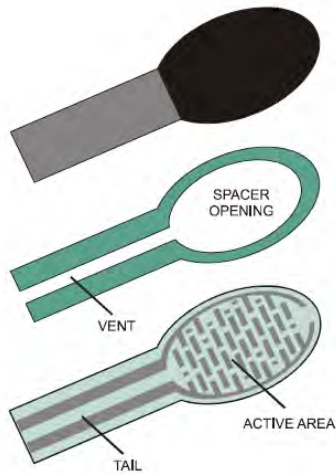


Figura 53 Región activa de los sensores de fuerza

Se decidió utilizar los sensores modelo 408 de la marca Interlink Electronics, debido a que éstos pueden modificar su tamaño sin afectar sus características generales.

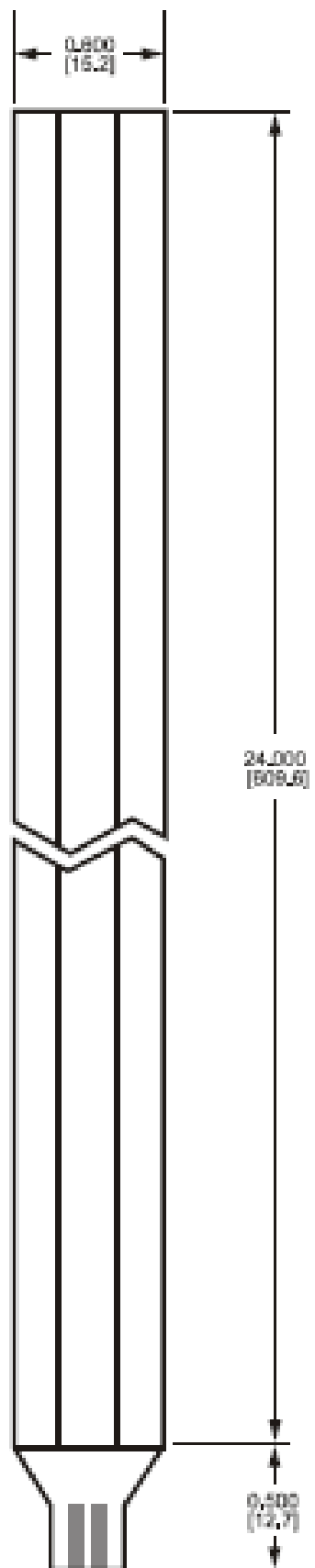


Figura 54 Sensor de fuerza modelo 408

7.4.2 Caracterización De Los Sensores De Fuerza

Para acoplar el circuito con el sistema de adquisición de datos fue necesario implementar una interfaz con el sensor de fuerza, para ello se implemento el siguiente circuito:

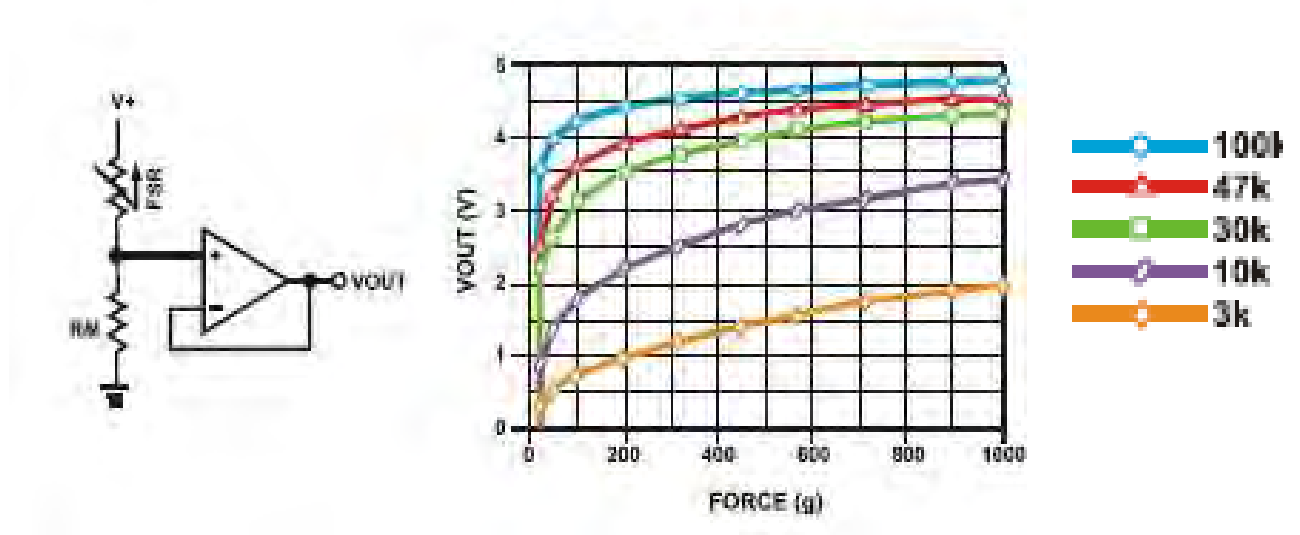


Figura 55 Interfaz del sensor de fuerza

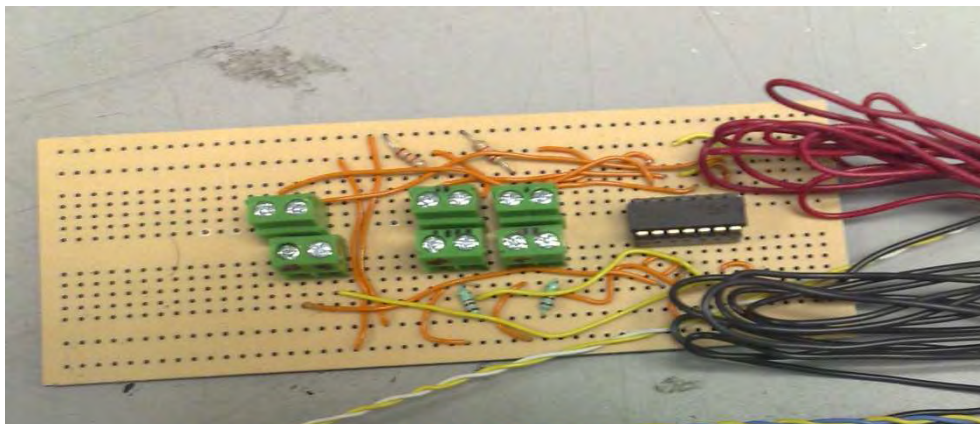


Figura 56 Circuito de la Interfaz de los sensores de fuerza

De acuerdo a las pruebas realizadas con distintas resistencias, se determinó que las de 22 k Ω proporcionaban una mejor relación fuerza-voltaje.

Para poder determinar la relación que guardan la fuerza y el ángulo del movimiento que realiza el exoesqueleto fue necesaria la colocación de un goniómetro, esto con la finalidad de obtener una relación entre voltaje-ángulo.



Figura 57 Colocación del goniómetro y sensores de fuerza



Figura 58 Colocación del goniómetro y sensores de fuerza

7.5 Movimientos Del Exoesqueleto

Movimiento de la muñeca:

Flexión palmar 70°

Movimientos de los dedos

Oposición del pulgar 1° y 2° dedo 60°

Oposición del Pulgar con el 3° y 4° dedo

Aquí se muestra la tabla con la relación de voltaje-ángulo, una vez que se realizaron las mediciones con el goniómetro:

Voltaje (v)	Angulo (°)
0	0
.5	10
1	20
1.5	30
2	40
2.5	50
3	60
3.5	70

Tabla 4 Relación Voltaje-Angulo

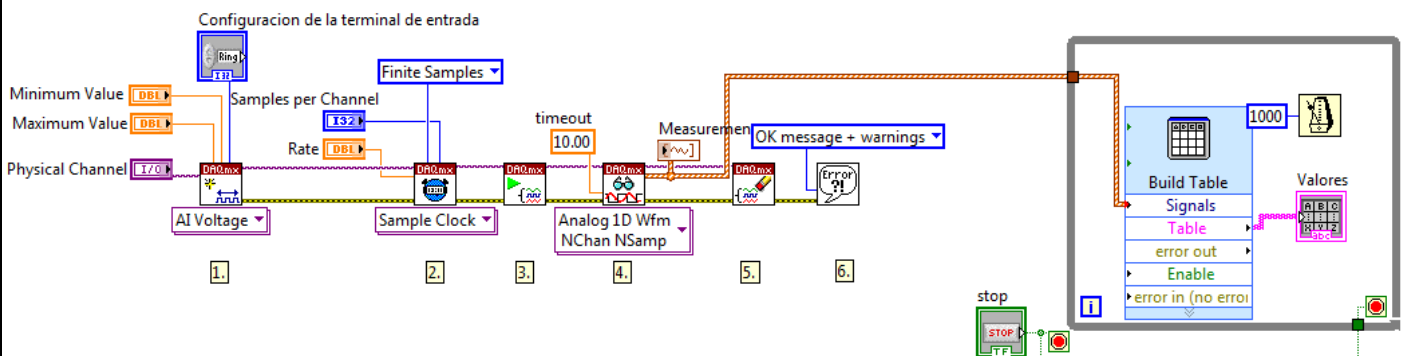
7.6 Sistema De Adquisición De Datos

Para el sistema de adquisición de datos se usó la tarjeta de datos National Instruments modelo USB 62-11 con las siguientes características; Resolución de 16 bits, muestreo hasta 250 (ks/s), 16 canales analógicos simples, 8 diferenciales, 2 salidas analógicas, 8 canales digitales y 2 contadores de 32 bits, como se puede ver en la figura . Ver anexo



Figura 59 Tarjeta de adquisición de NI modelo USB 62-11

Se desarrolló un programa general en Labview 8.5 © para la recepción de las señales analógicas provenientes de los sensores de fuerza y de la señal mioeléctrica, esto con



el fin de establecerlas como parámetros de control.

Figura 60 Diagrama a bloques para la adquisición de la señal mioelectrica

Para la adquisición y caracterización de los ángulos de pinza fina del exoesqueleto, se desarrolló el siguiente programa:

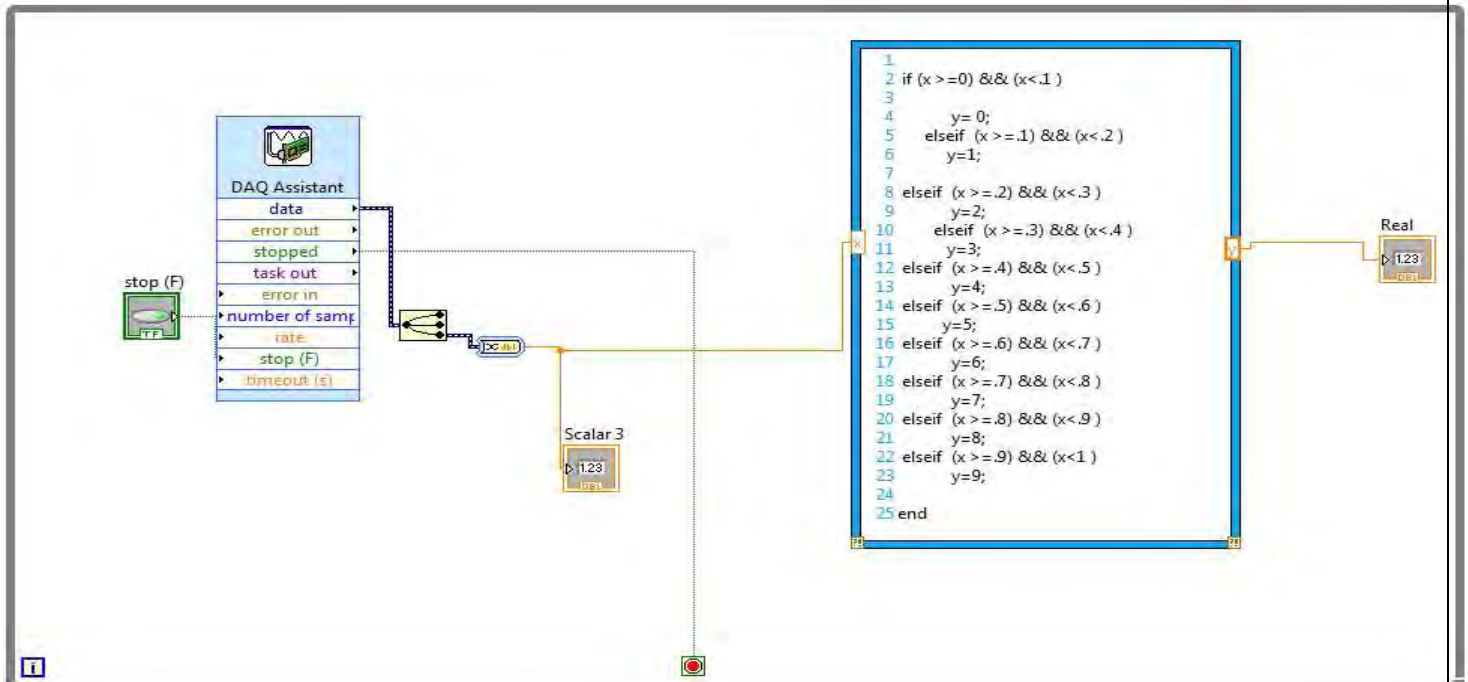


Figura 61 Programa para la adquisición y caracterización de los sensores de fuerza

Estos valores son utilizados y parametrizados en tres rangos, y son enviados como datos digitales a la tarjeta, esto con el fin de controlar la mano virtual, y poder visualizar el movimiento de pinza fina en el ambiente virtual.

Una vez obtenidos los dos programas, se diseñó el programa de control del exoesqueleto, el cual tiene como parámetro de control un valor RMS de la señal mioelectrica.

El segundo parámetro de control es el ángulo que se forma al realizar el movimiento de pinza fina por parte del exoesqueleto, este valor lo establece el usuario, y si esta no llega en un tiempo determinado por el mismo usuario entrara en acción el dispositivo.

Una vez que se activa el control, la tarjeta enviará señales digitales para activar el sistema de potencia y activar los relevadores.

El programa registra en todo momento la señal mioeléctrica, para poder visualizar en tiempo real, (esto de acuerdo a la resolución y características de la tarjeta de adquisición).

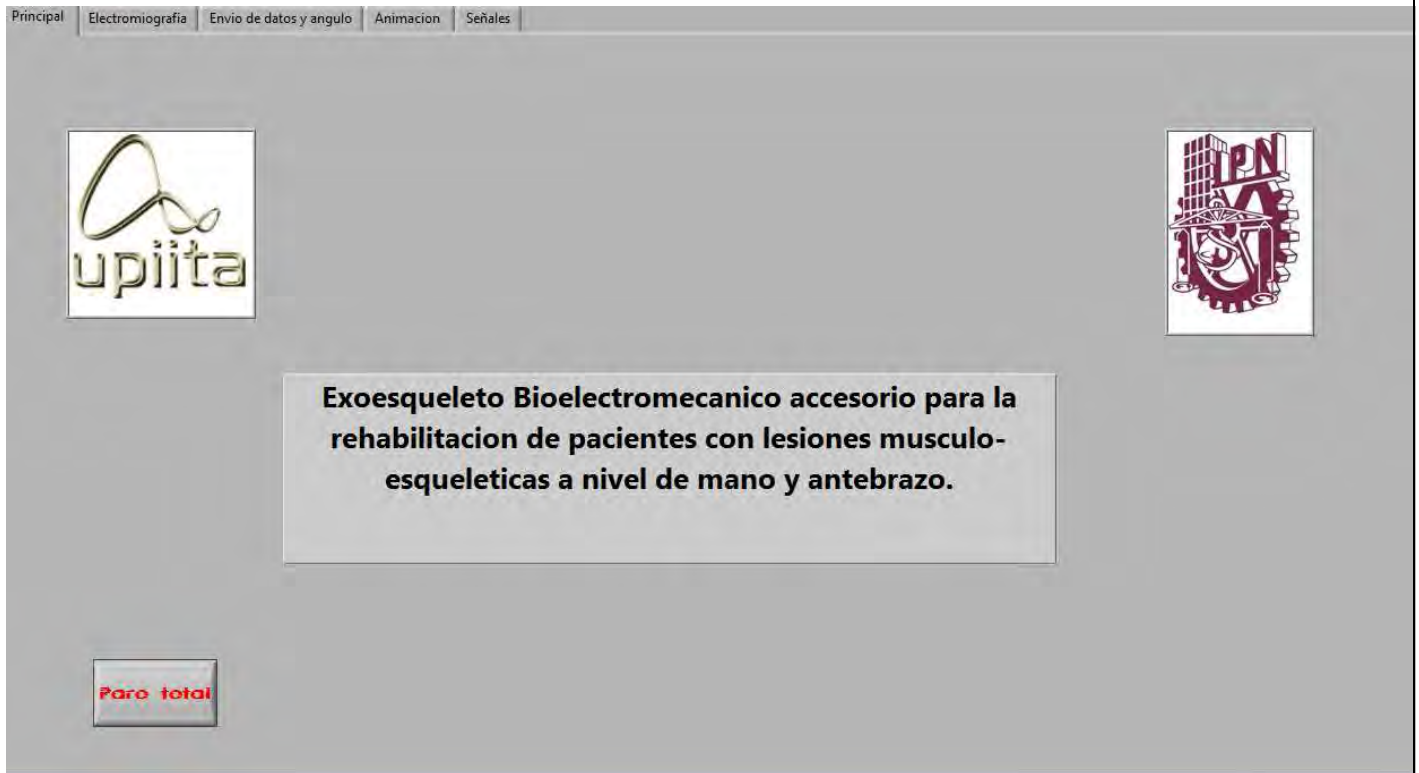


Figura 62 Programa general del sistema

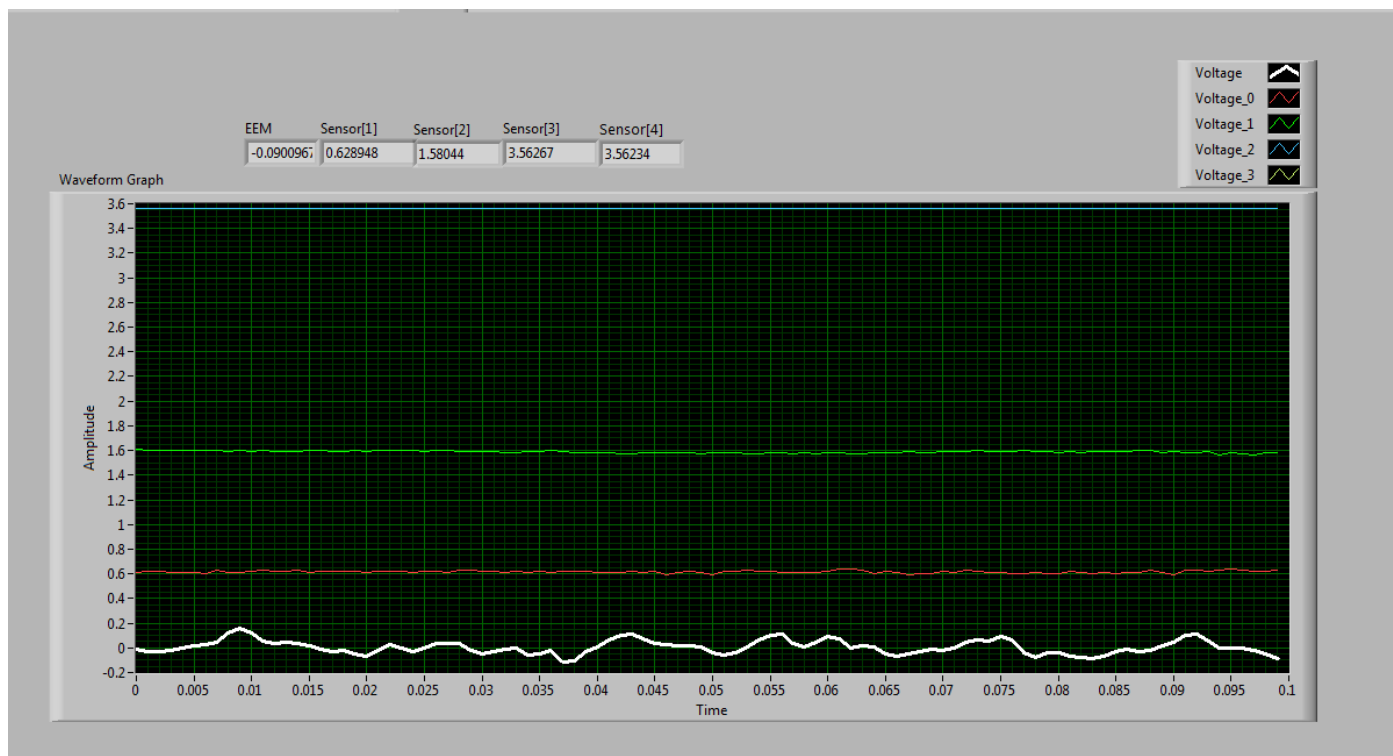
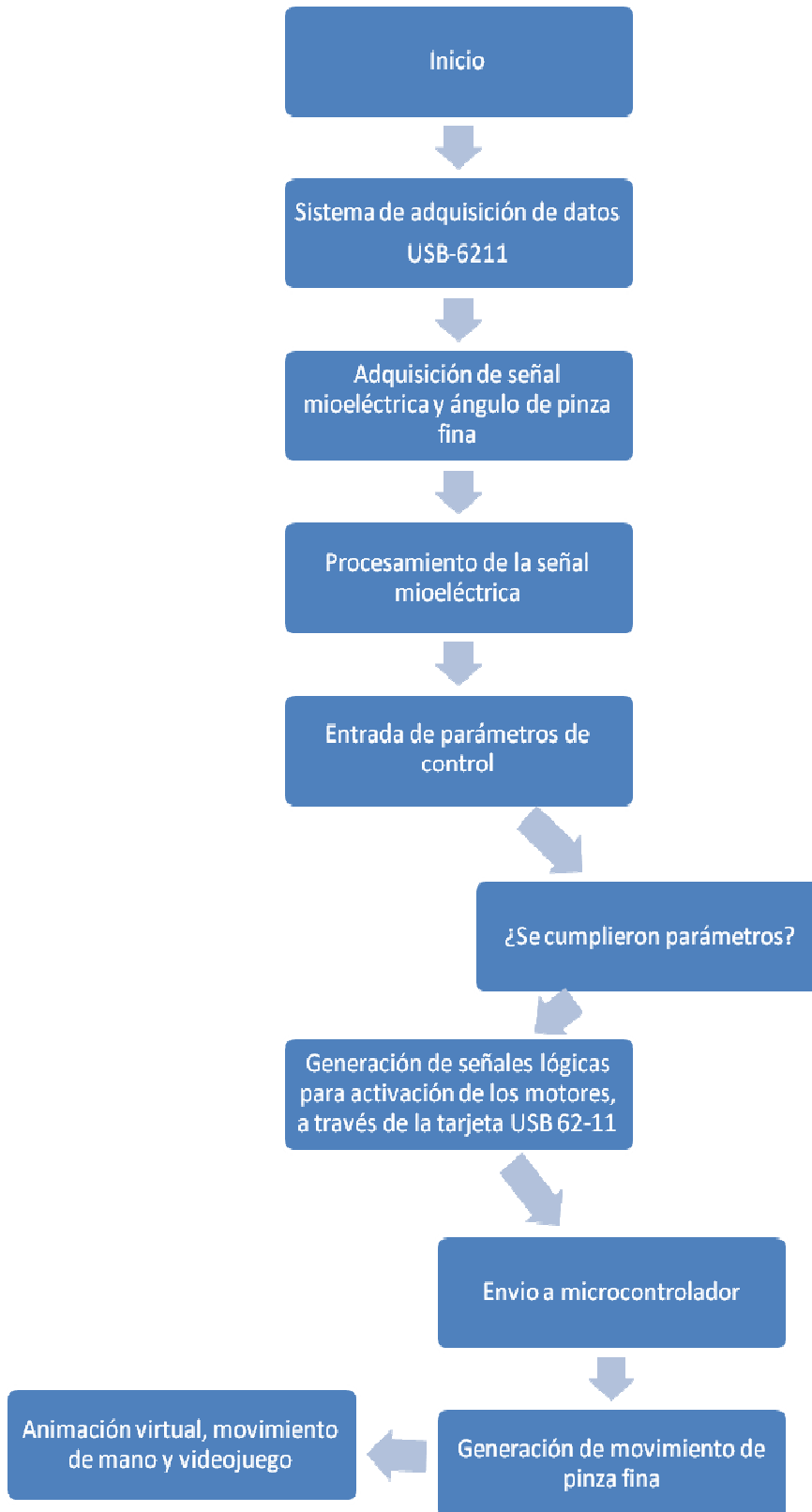


Figura 63 Señales de los diferentes sensores y EEM

7.7 Sistema De Control

7.7.1 Diagrama a bloques del sistema de control



7.7.2 Circuito De Potencia

Se diseñó un circuito de potencia que suministrará la corriente y el voltaje necesario para que los motores funcionen y proporcionen movimiento al exoesqueleto.

La movilidad del exoesqueleto depende de 4 motores, dos de ellos son motores de 14.4V y 15A, se encargan de mover el soporte de los dedos (excepto el pulgar) y la pieza donde descansa el dorso de la mano, para accionar estos motores se emplearon transistores de potencia que soportan corrientes de 15A y también se utilizaron transistores de mediana potencia, la utilidad de este acople es poder controlar la corriente que necesitan los motores.

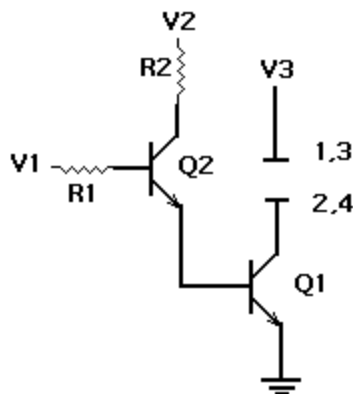


Figura 64

Para estos motores también es necesario controlar el cambio de giro, para este punto se utilizaron relevadores que se accionan con 12V y en sus terminales soportan 10A, en la Figura 64 se muestra un diagrama de conexión de los motores y los relevadores.

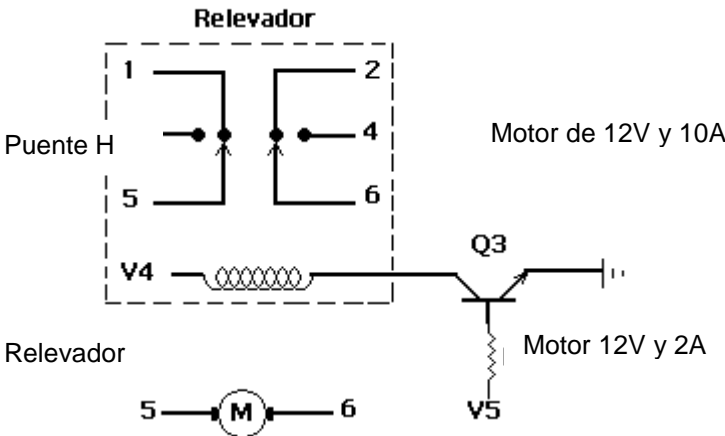


Figura 65

7.8 Diseño De Elementos Virtuales

7.8.1 Mano Virtual

El diseño de mano y antebrazo que es utilizado para la representación del ambiente virtual fue creado en 3ds MAX 9. La mano diseñada partió de un prisma para la palma y 5 cilindros para los dedos, mas adelante modificando sus vértices y las caras de las figuras se obtuvo una figura parecida a la mano pero con una estructura tosca. Finalmente utilizando el modificador meshSmooth se obtuvo un suavizado de la superficie. Cabe resaltar que el diseño fue basado en las medias de cada medida obtenidas de los pacientes, como lo son longitud de la mano, del pulgar, y de las falanges.

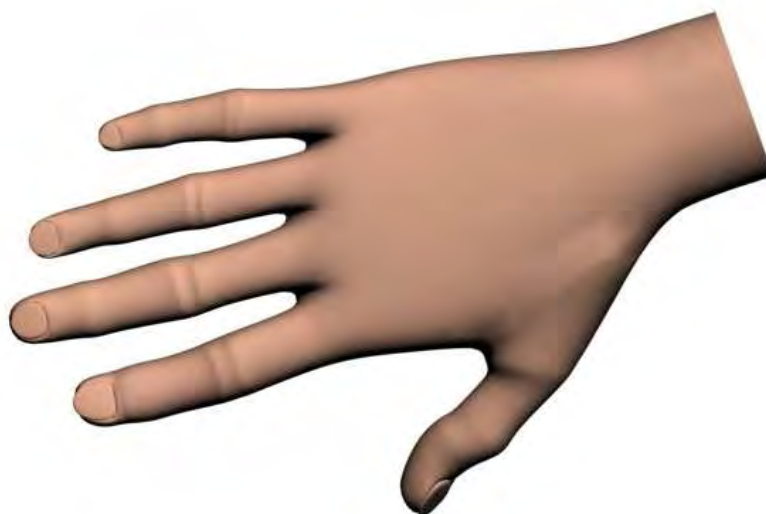


Figura 66 Vista Superior

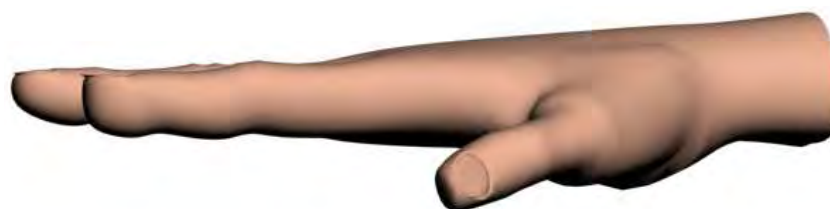


Figura 67 Vista frontal



Figura 68 Vista izquierda

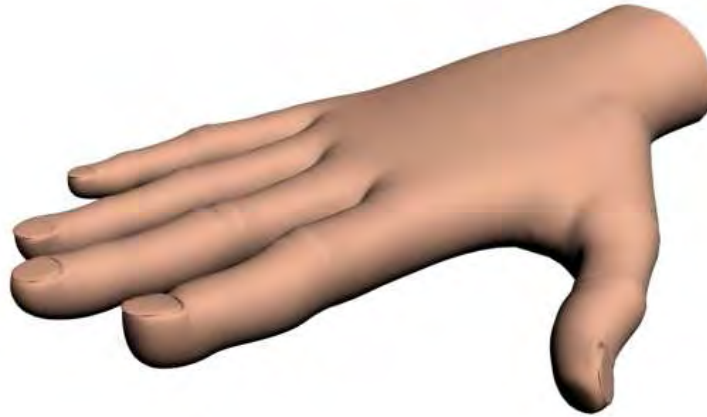


Figura 69 Vista isométrica

7.8.2 Vaso Virtual

Para la creación del vaso se utilizó únicamente un cilindro, también se manipularon los vértices y caras del cilindro para darle una forma más compleja. Además de que se utilizaron modificadores de material que nos permitieran agregar el reflejo y transparencia común de un vaso de vidrio. De esta forma se logró diseñar un vaso con más detalles.

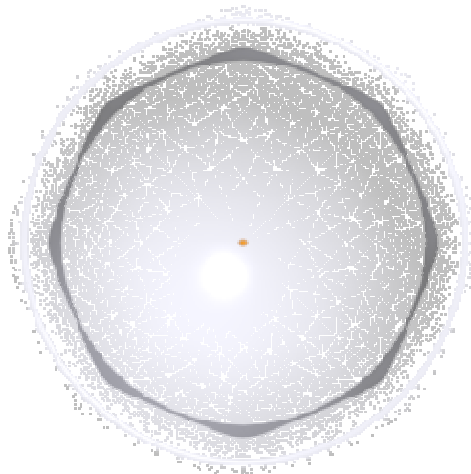


Figura 70 Vista Superior

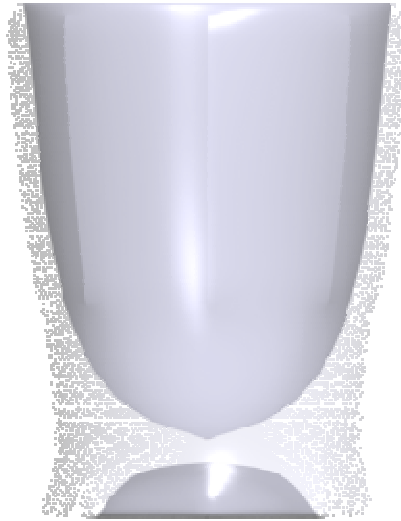


Figura 71 Vista Frontal

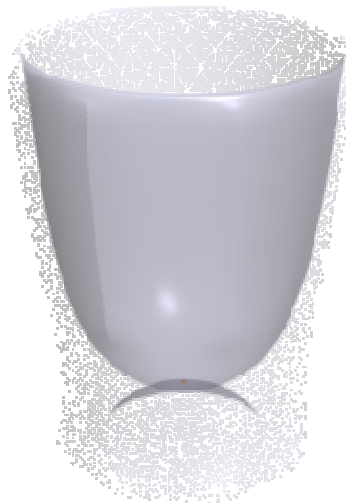


Figura 72 Vista Isométrica

7.8.3 Naranja Virtual

El diseñar la naranja fue más sencillo que los anteriores elementos, ya que únicamente consiste en una media esfera a la que se agregaron dos modificadores distintos, uno para la cáscara y otro para la parte interna.



Figura 73 Vista Isométrica

7.9 Animación De Elementos Virtuales

7.9.1 Animación De La Mano

La animación está basada en la adición de huesos al diseño de la mano.

Se decidió utilizar huesos para la animación debido a la facilidad de manipulación de éstos, además de que su funcionamiento es muy similar al esqueleto que conforma a un ser vertebrado. Fueron insertados con el modificador Skin para cada falange de cada dedo, también se añadieron 3 huesos que simulan al carpo.

Una vez agregados se indicó al programa (3ds Max 9) cuales serian los puntos donde existiría una articulación (HI Solver), estos puntos están indicados con cruces de color azul. Para que el movimiento de la mano fuera el adecuado debió elegirse un hueso que fuese el eje de los demás, éste hueso es el más largo de los 3 que conforman a la muñeca. Por último se unieron el diseño de la mano y los huesos para que los movimientos de éstos últimos afectarán la superficie de la extremidad virtual.

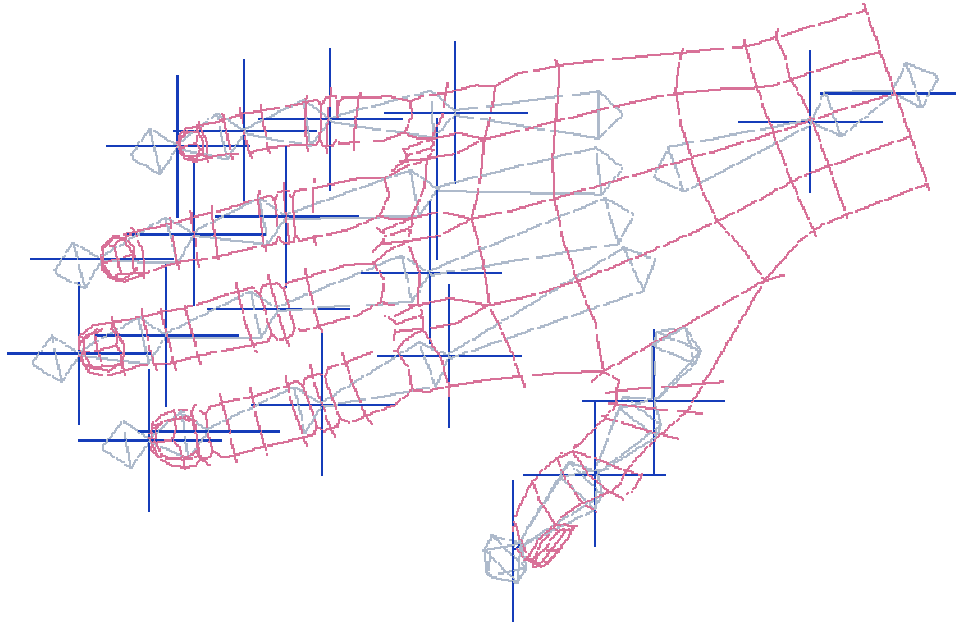


Figura 74 Bones y puntos de articulación

Cabe resaltar que debió determinarse el área de acción de cada uno de los huesos con el objetivo de que sus movimiento sólo afectaran un área en específico, en la siguiente imagen se muestra el área de acción de la falange distal del pulgar.

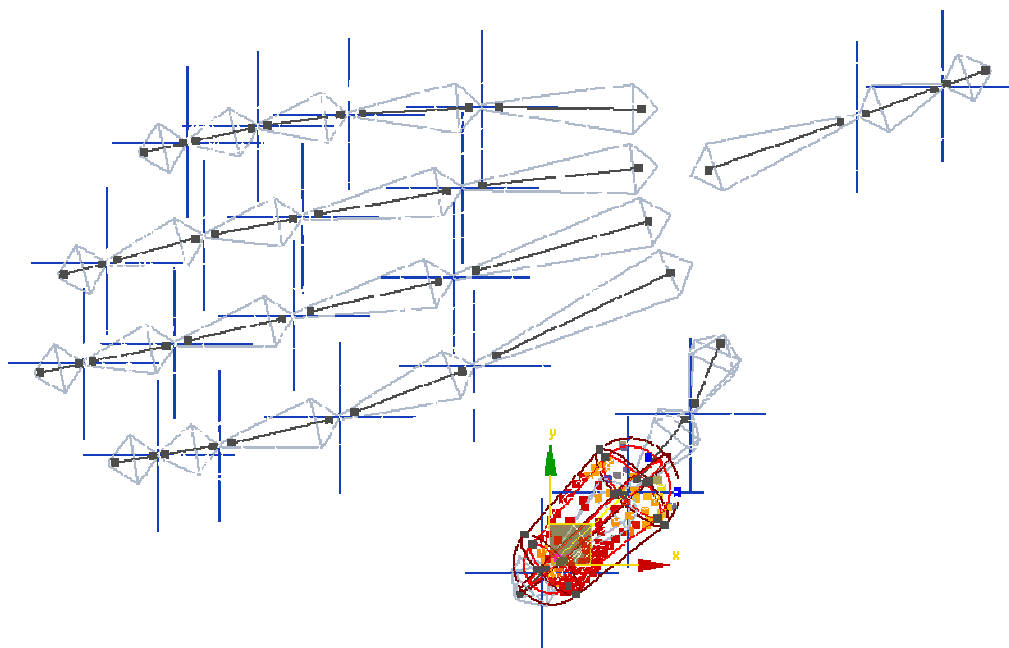


Figura 75 Área afectada por el movimiento de la falange distal del pulgar

Finalmente se procedió a colocar la mano en la posición inicial para la animación (Fig.).

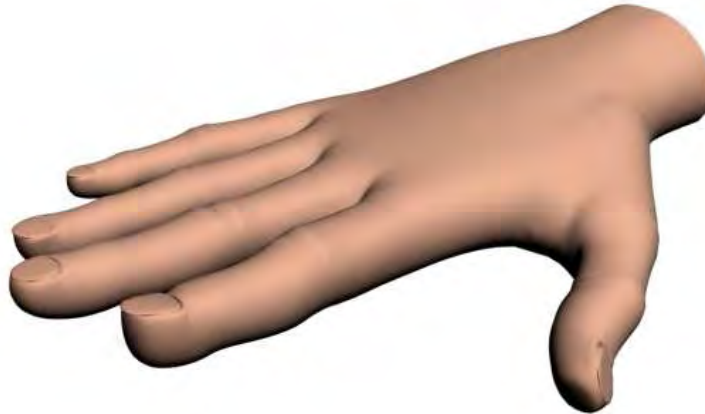


Figura 76 Cuadro inicial de la animación

Manipulando los huesos se determinó la posición final de la animación (Fig.77).



Figura 77 Cuadro final de la animación

7.9.2 Animación De Vaso

Para crear ésta animación se agregó un elemento al vaso que simulará el llenado. Como puede observarse en la primera imagen aparece el vaso vacío, mientras que en el frame 100 ya el vaso se muestra como si estuviese lleno de líquido. El elemento que simula el líquido es una media esfera a la cual se le fue controlando el tamaño para

que simulara el llenado del vaso, además de que se le añadió el modificador noise para dar el efecto de movimiento al líquido.

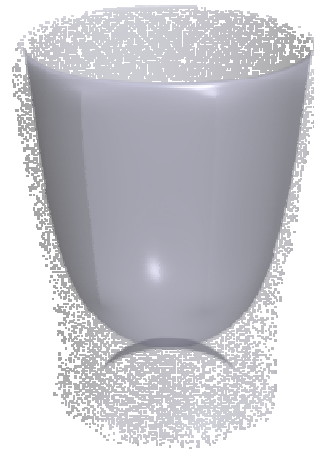


Figura 78 Cuadro inicial de la animación

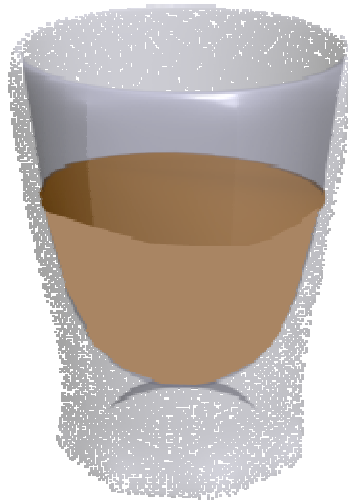


Figura 79 Cuadro 50 de la animación



Figura 80 Cuadro final de la animación

7.9.3 Animación De Naranja

En la animación de la naranja únicamente se movieron algunos vértices y se activo la opción soft selection con el fin de que el movimiento de un vértice afectará a los vértices colindantes, en la segunda figura puede verse el frame 100 simulando la naranja exprimida.



Figura 81 Cuadro inicial de la animación

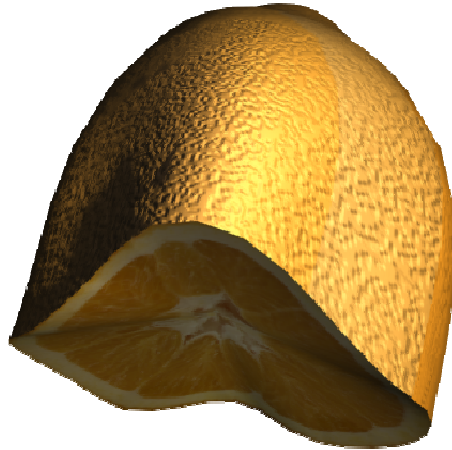


Figura 82 Cuadro final de la animación

7.10 Desarrollo De Videojuego

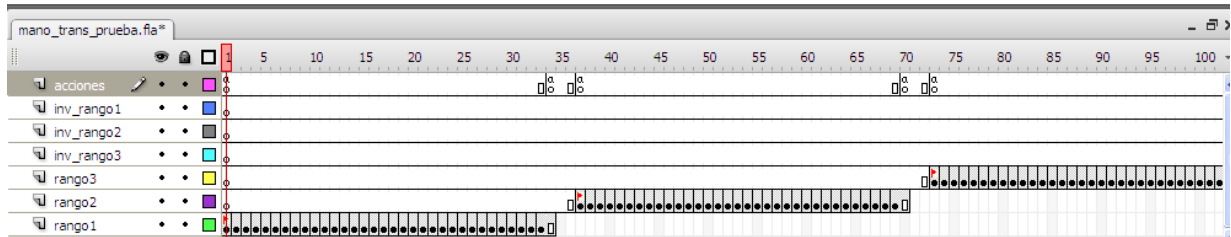
7.10.1 Ambiente Virtual

Una vez obtenida la animación en 3dsMax 9 se procedió a obtener los frames que son utilizados en el ambiente virtual, éstos son imágenes en formato png y con transparencia. Se utilizaron 100 frames por cada elemento.

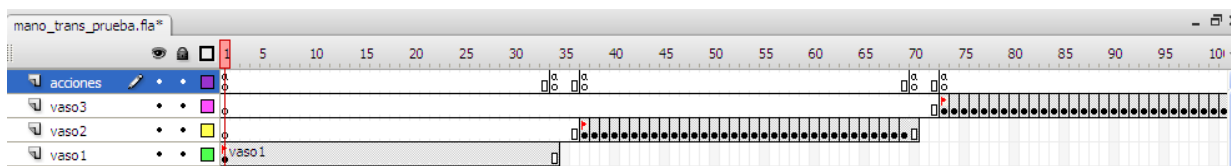
En el ámbito de los videojuegos estos frames son llamados "sprites". Los sprites son usados en videojuegos para crear los gráficos de los protagonistas. Por ejemplo, los personajes de un *Pac-Man* son sprites. Generalmente son utilizados para producir una animación, como un personaje corriendo, alguna expresión facial o un movimiento corporal.

El ambiente virtual desarrollado en Flash emplea una técnica en la que los elementos que lo conforman, el fondo, sprites de la mano, sprites de la naranja y el vaso, son agregados en clips de video independientes, esto con el fin de que puedan ser tomados como referencia en el clip de video principal (el ambiente virtual).

El clip **mano_mc** contiene todas las animaciones de movimiento para nuestra mano virtual. También contiene las funciones necesarias para fluir de un estado a otro.

**Figura 83 Estados de mano_mc**

```
1  stop();
2
3  function rango1(){
4      gotoAndPlay("rango1");
5  }
6
7  function rango2(){
8      gotoAndPlay("rango2");
9  }
10
11 function rango3(){
12     gotoAndPlay("rango3");
13 }
14
15 function inv_rango3(){
16     gotoAndPlay("inv_rango3");
17 }
18
19 function inv_rango2(){
20     gotoAndPlay("inv_rango2");
21 }
22
23 function inv_rango1(){
24     gotoAndPlay("inv_rango1");
25 }
```

Figura 84 Funciones de mano_mc**Figura 85 Estados de vaso_mc**

Los estados son los que indican que condición se ha cumplido y en que sprite se debe encontrar la animación de nuestra mano. Además de que son necesarios para que la lógica del juego siempre se cumpla.

Los sprites fueron divididos en 3 rangos con 33 frames cada uno y en capas independientes. También existe otra capa llamada acciones que es la que controla los estados de movimiento antes mencionados.



Figura 86 Imagen de Fondo para ambiente virtual

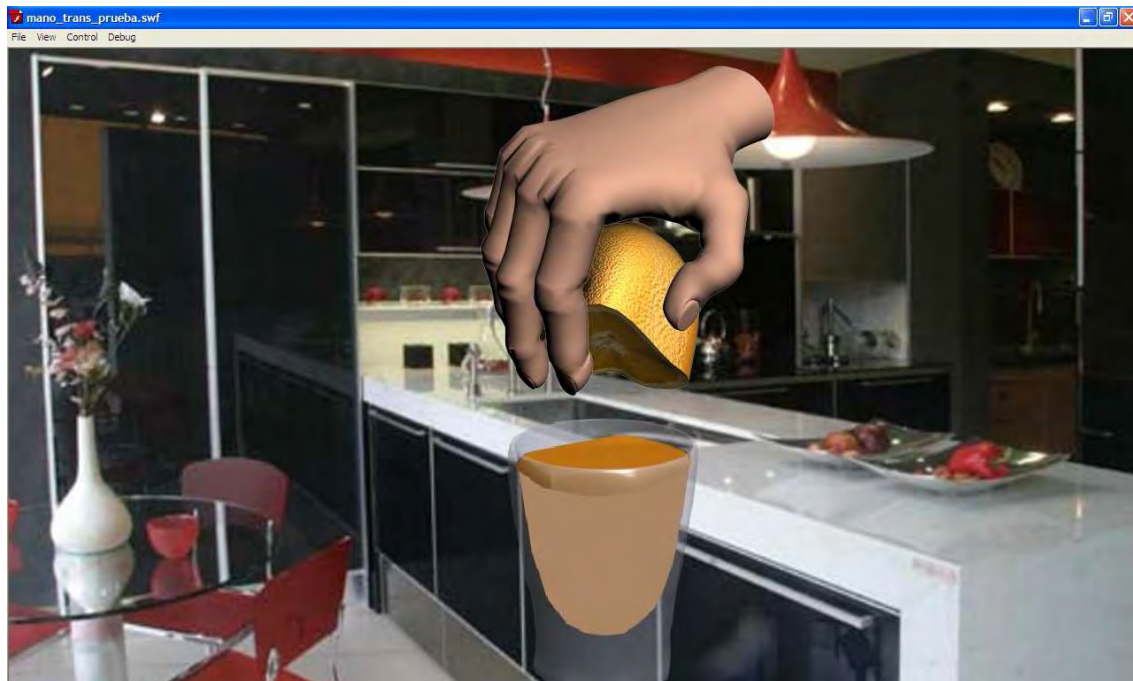


Figura 87 Ambiente Virtual

CAPITULO VIII**RESULTADOS****8.1 Reporte de hechos**

8.1.1 Resultados de la electromiografía y control mioelectrico

8.1.1.1 Circuito para señal mioeléctrica.

Se realizaron pruebas al circuito de adquisición de señal mioeléctrica y se obtuvo lo siguiente:

El circuito integrado AD620 que se utilizó para adquirir la señal esta configurado con una ganancia de 882 las señales con las que se trabaja se encuentran entre 50 microvolts y 1 mV, con la ganancia son amplificadas hasta .882 volts aproximadamente.

El filtro pasa-banda es de 10 a 300Hz, las señales que se encuentran fuera de esta banda de paso son atenuadas, se obtuvo que el filtro pasa-banda empieza atenuar a partir de los 15 y 280Hz, cuando la frecuencia llega a 300 Hz la señal ha sido atenuada en aproximadamente un 40%, y cuando llega a 10Hz la señal es atenuada en un 30%, esto es si entra 1 V de señal en el filtro con una frecuencia de 15 Hz esta se empieza a atenuar y cuando llega los 10 Hz de 1 v de señal que se tenia solo esta .7 V, en la frecuencia de 300 Hz es similar el proceso.

Se realizo una prueba al filtro notch del circuito, en un amplificador operacional en configuración de sumador no inversor se coloco a una de sus entradas una señal de 1 V con una frecuencia de 140 Hz y en otra entrada una señal de 1 V con una frecuencia de 60 Hz, a la salida del amplificador se coloco el filtro notch de 60 Hz a la salida del filtro el resultado fue una señal de 1.46 V, con esto la señal fue atenuada en un 50% ver figura 88.

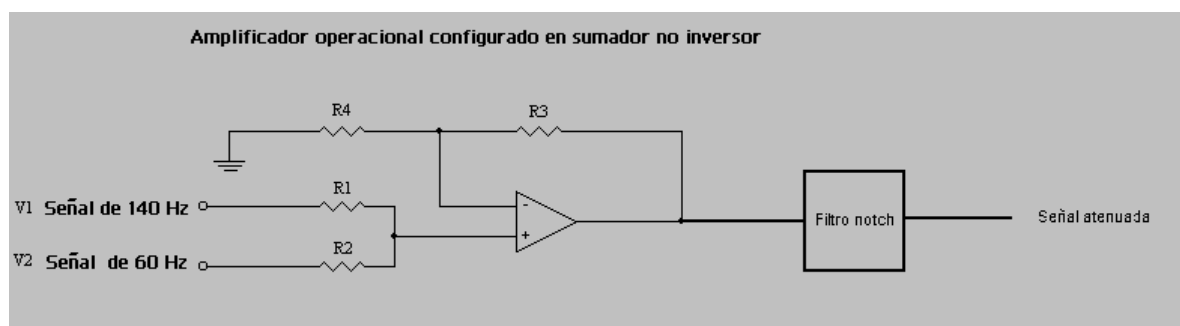


Figura 88 Circuito para la obtención de la señal mioelectrica

Los resultados de las pruebas al circuito de obtención de señal mioeléctrica fue que el circuito si es utilizable en el proyecto y que cumple con las características y respuestas deseadas para trabajar con el.

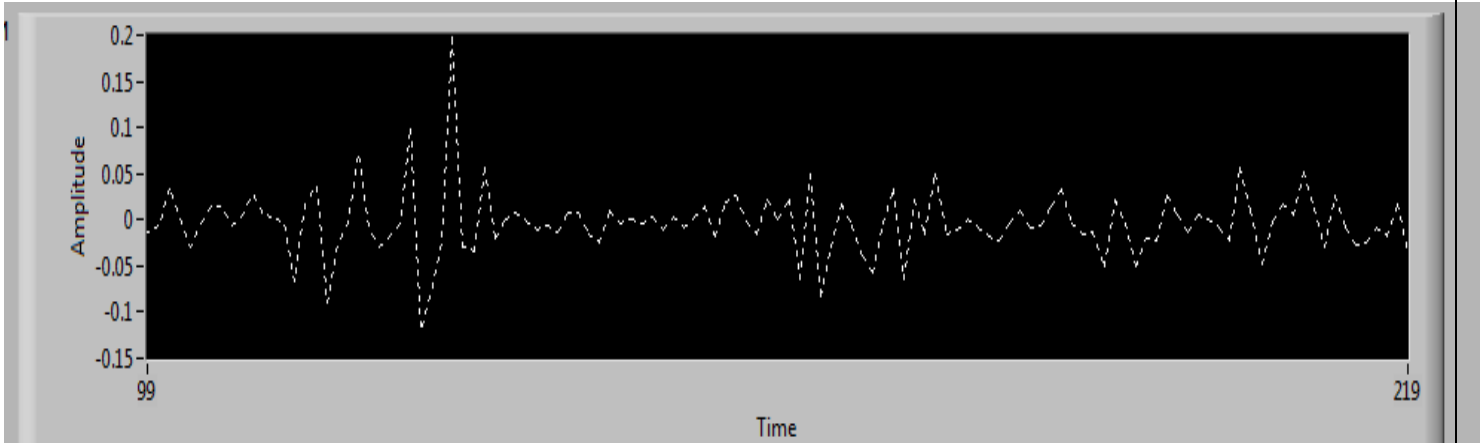


Figura 88 Señal mioeléctrica procesada en labview

8.1.1.2 Control mioeléctrico

Para evaluar los resultados del control mioeléctrico se muestrearon una señal por 20 segundos, donde primero el paciente no realizo movimientos, después realizo un muestreo para el movimiento de pinza fina, tanto para cerrar como para abrir.

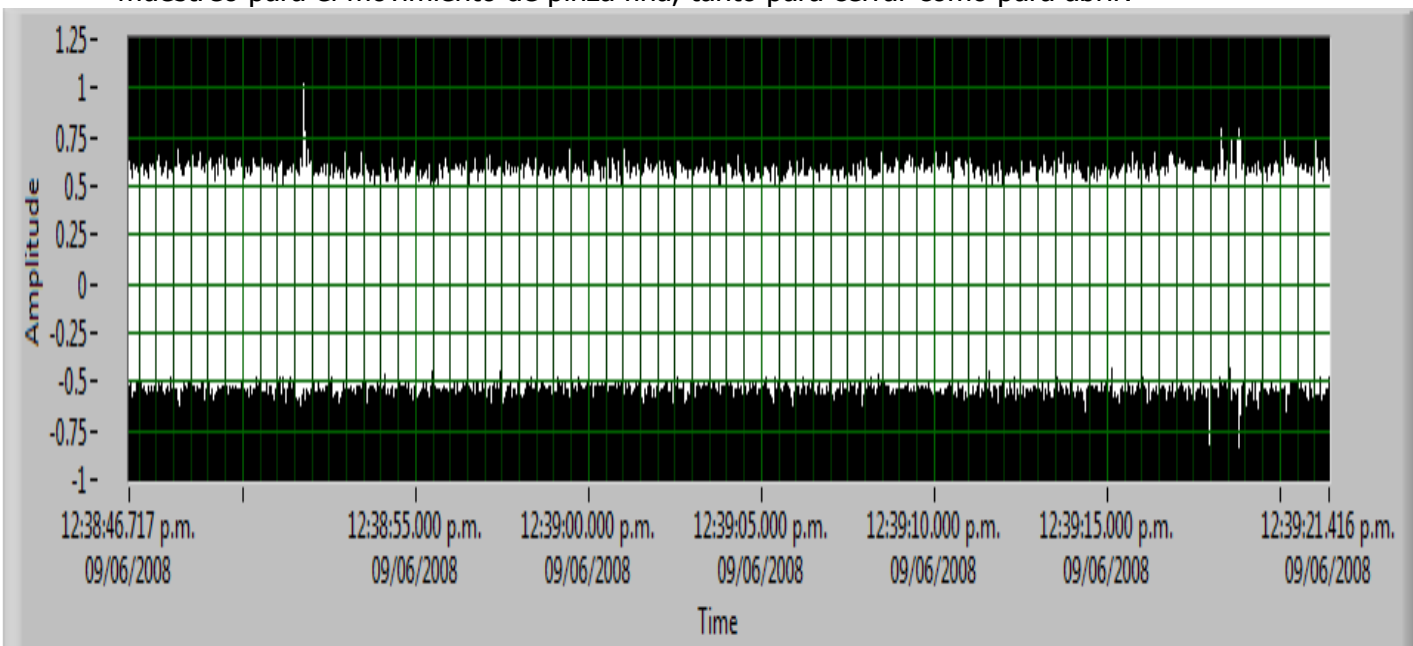


Figura 89 Señal mioeléctrica sin movimiento de la mano

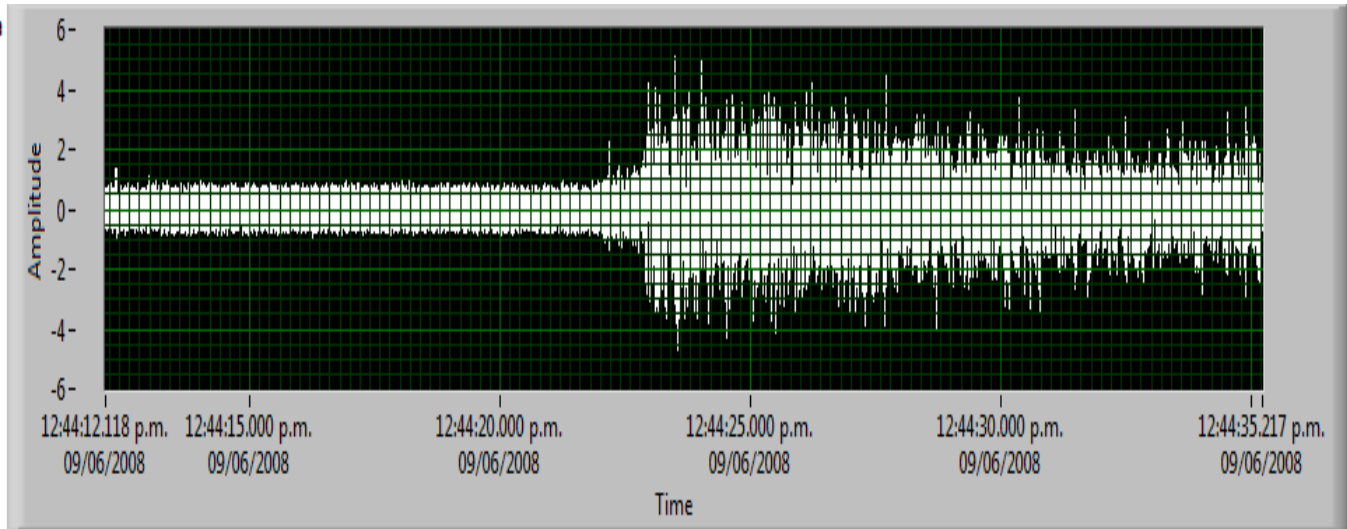


Figura 90 Señal mioeléctrica con movimiento de la mano

Se compararon ambas señales obteniendo la media de cada una el resultado fue el siguiente .43v para en estado basal (sin movimiento de la mano) y .7013v para movimiento de pinza fina.

Después se obtuvo el voltaje RMS, con esto se eliminan las componentes negativas de la señal mioeléctrica.

Con esto se pudo establecer un umbral para realizar el control mioeléctrico. Con lo que mientras el paciente no realice actividad (cierre o apertura de mano) el exoesqueleto entrara en acción para realizar el ejercicio. Este movimiento será continuo mientras la señal mioeléctrica este por debajo del umbral de operación.

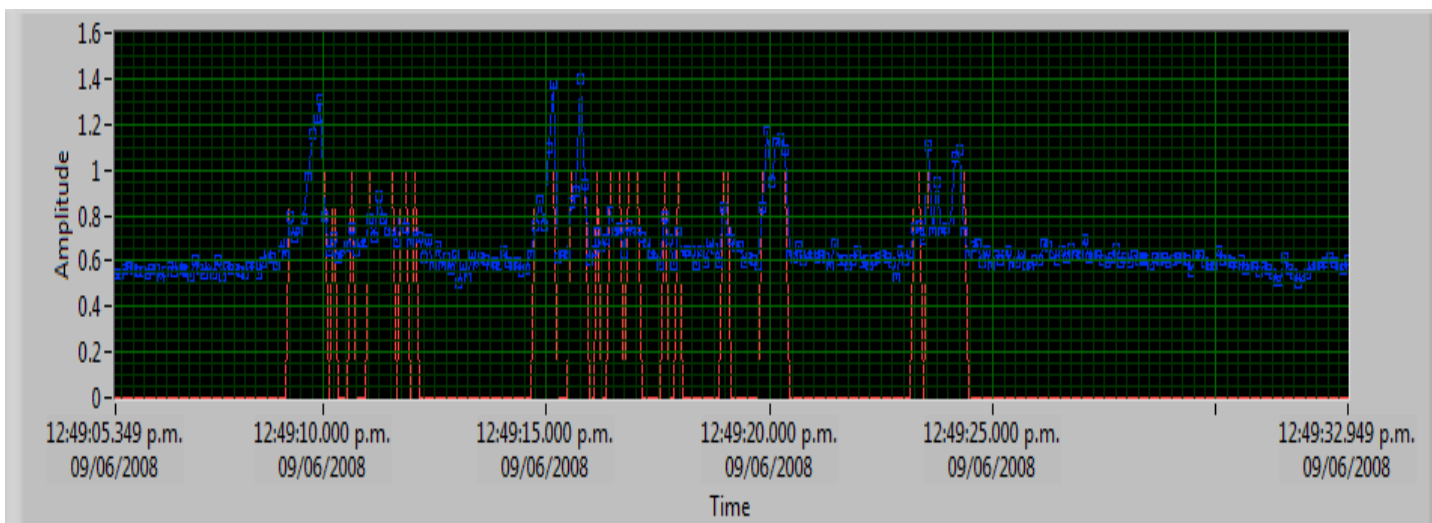


Figura 91 Señal mioeléctrica con 3 movimientos de la mano

HOSPITAL 1ero DE OCTUBRE

ISSSTE

IPN

8.1.2 Resultados de la ayuda visual (desarrollo de videojuego)

Se obtuvo una animación virtual de la mano y del movimiento de pinza fina, en el cual el paciente debe tratar de sincronizarse con el movimiento que realiza la animación, de esta forma el usuario podrá realizar el ejercicio que este en pantalla. Existen 3 tiempos distintos para la realización del ejercicio los cuales se pueden escoger dependiendo del avance de la rehabilitación.



Figura 91 Videojuego para movimiento de pinza fina

8.1.2 Funcionamiento del prototipo final

Después del ensamblado y el acoplamiento del todo el sistema, se realizaron las pruebas para comprobar el correcto funcionamiento de acuerdo a los objetivos.

Se comprobó el mecanismo con diferentes personas, para verificar que el exoesqueleto realizara los movimientos de pinza fina. Se obtuvieron los resultados esperados respecto al movimiento de pinza fina, tanto de cierre como de apertura, el movimiento es continuo, y se detiene hasta que el usuario lo determine.

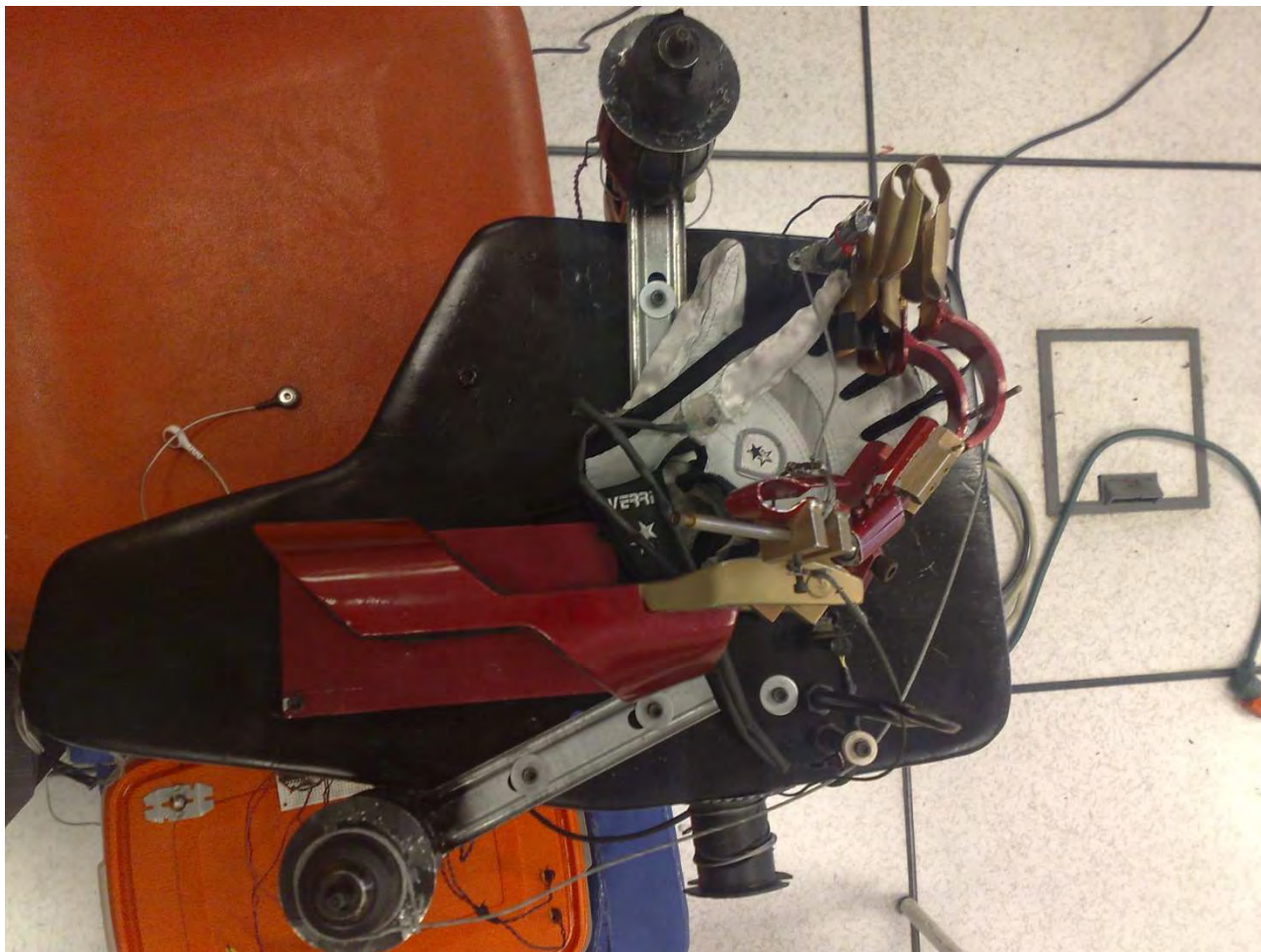


Figura 92 Ensamble final

8.1.3 Reporte de resultados

Los resultados se muestran en forma de tablas y graficas en donde el eje de las X representa el numero de personas que usaron el dispositivo.

Movimientos obtenidos por un uso de 2 semanas de tratamiento con el exoesquelto. Los datos obtenidos se analizaron mediante la prueba de Wilcoxon , reportando una $p < 0.001$, existiendo así una diferencia significativa encontrada entre los grupos en estudio al inicio y al termino de las mediciones.

Obtenida en dedos de la mano derecha

Femenino de 40 años Fractura de Colles

	1		2		3		4		5	
	Inicio	Termino	Inicio	Termino	Inicio	Termino	Inicio	Termino	Inicio	Termino
MCF	20	30	30	50	30	50	50	60	70	70
IFP			40	60	50	60	60	70	70	80
IFD	15	20	50	60	60	70	60	70	80	80

Masculino de 21 años Fractura distal de radio

	1		2		3		4		5	
	Inicio	Termino	Inicio	Termino	Inicio	Termino	Inicio	Termino	Inicio	Termino
MCF	25	40	25	40	50	60	40	60	40	60
IFP			30	50	60	70	50	70	50	60
IFD	30	50	30	50	60	50	50	60	50	70

Femenino 46 años Fractura de Colles

	1		2		3		4		5	
	Inicio	Termino	Inicio	Termino	Inicio	Termino	Inicio	Termino	Inicio	Termino
MCF	15	30	30	50	50	70	30	50	50	70
IFP			40	60	60	70	40	70	60	80
IFD	30	40	40	60	60	60	40	70	60	80

Femenino 37 años Fractura de Colles

	1		2		3		4		5	
	Inicio	Termino	Inicio	Termino	Inicio	Termino	Inicio	Termino	Inicio	Termino
MCF	25	40	40	60	40	60	40	60	50	70
IFP			50	60	40	60	40	70	60	80
IFD	40	50	50	70	50	60	50	70	60	80

Masculino de 51 años Luxación de Muñeca

	1		2		3		4		5	
	Inicio	Termino	Inicio	Termino	Inicio	Termino	Inicio	Termino	Inicio	Termino
MCF	30	40	40	60	60	80	30	50	60	80
IFP			50	70	70	90	60	70	70	90
IFD	50	60	50	70	70	90	70	80	70	90

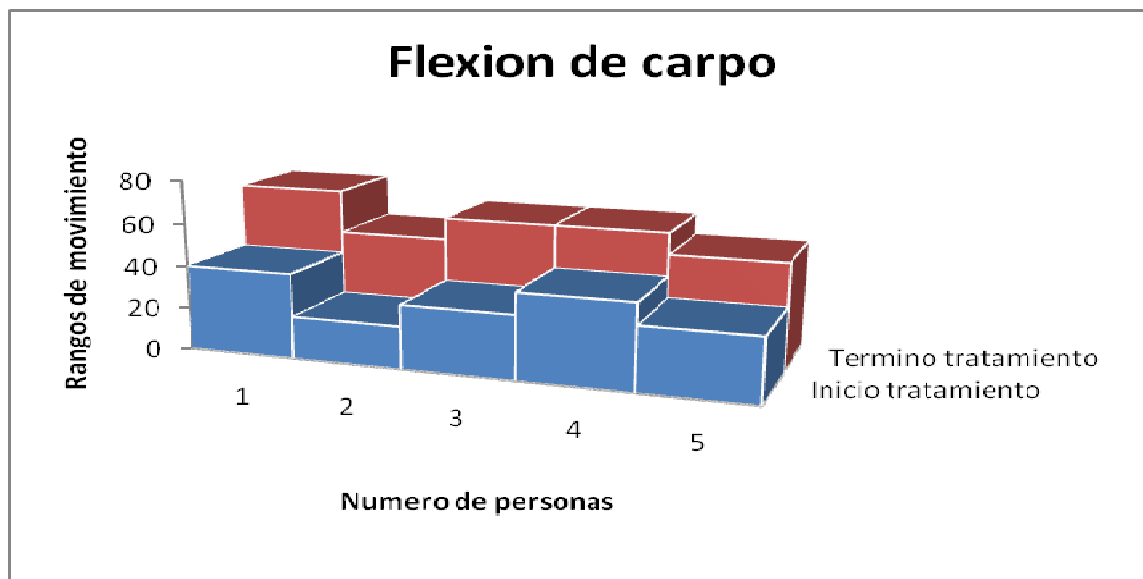
Movimientos del carpo de la mano derecha de los pacientes sometidos a prueba.

DIAGNOSTICO	Flex*Carpo		Ext*Carpo		Des*Radial		Des Cubital	
	1	2*	1	2	1	2	1	2
	Fractura de Colles	40	70	10	25	10	25	15
Fractura distal de radio	20	50	15	30	15	30	10	20
Fractura de Colles	30	60	15	30	20	40	20	30
Fractura de interfalángica distal de 2do dedo mano derecha	40	60	20	30	15	20	10	20
Fractura de Colles	30	45	15	35	20	30	15	25

- *Flexión , Extensión , Desviación
- 1 Inicio al tratamiento , 2 Termino de tratamiento

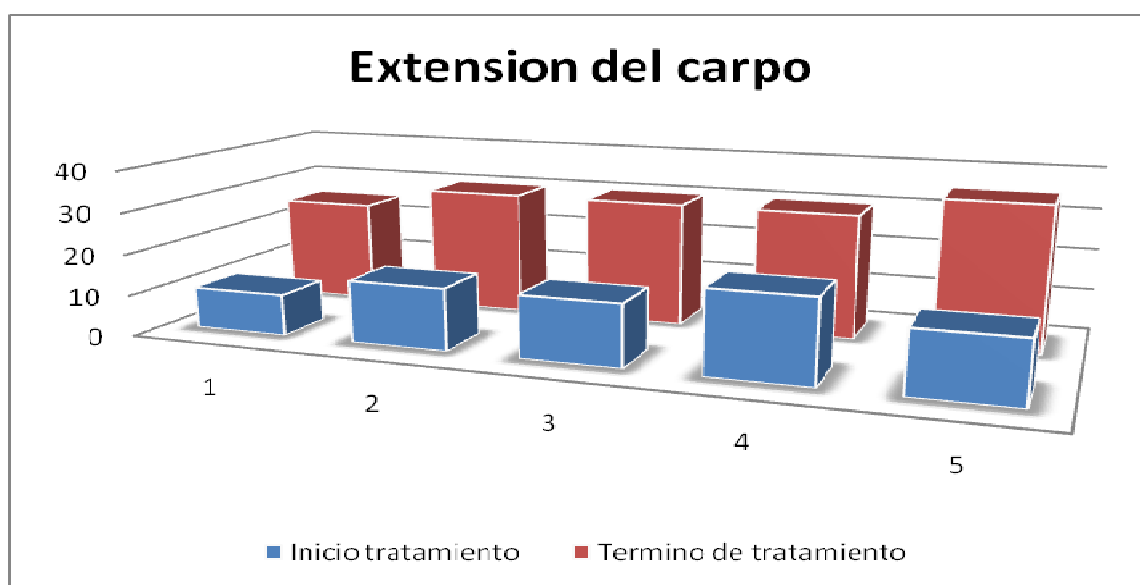
Los datos obtenidos se analizaron mediante la prueba de Wilcoxon , reportando una $p < 0.001$, existiendo así una diferencia significativa encontrada entre los grupos en estudio al inicio y al termino de las mediciones.

GRAFICAS

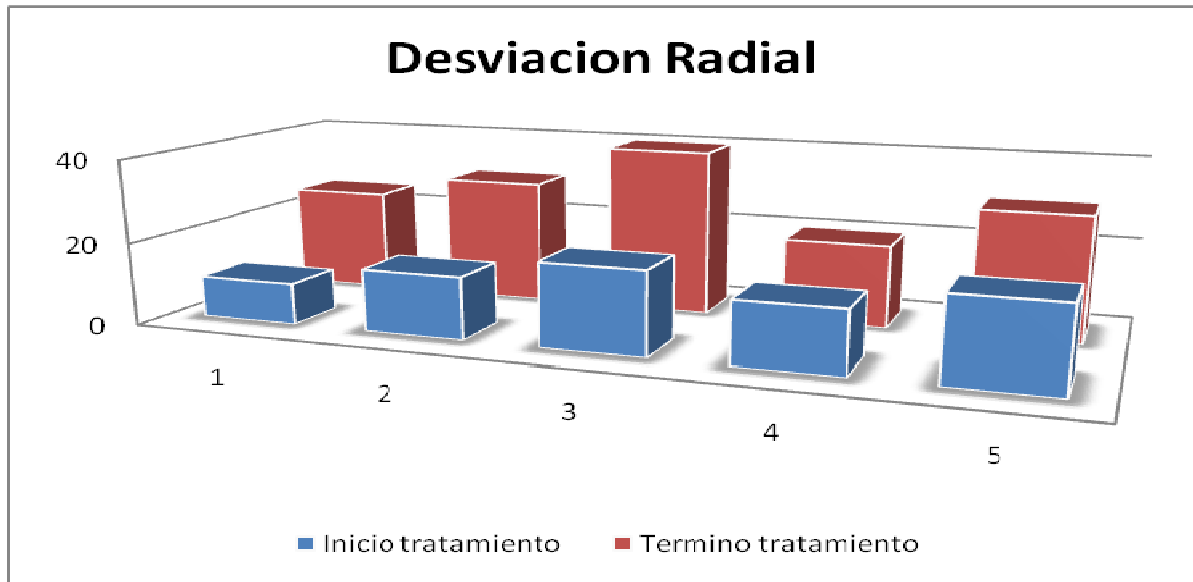


GRAFICA 1

1. Fractura de Colles
2. Fractura distal de Radio
3. Fractura de Colles
4. Fractura de interfalanga distal de 2do dedo mano derecha
5. Fractura de Colles

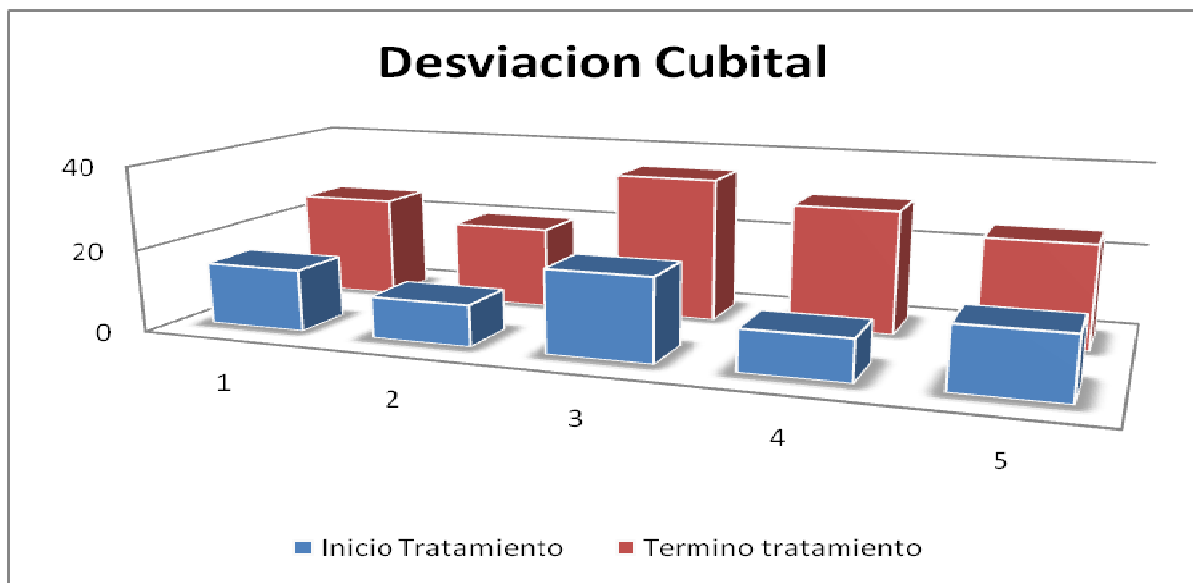


GRAFICA 2

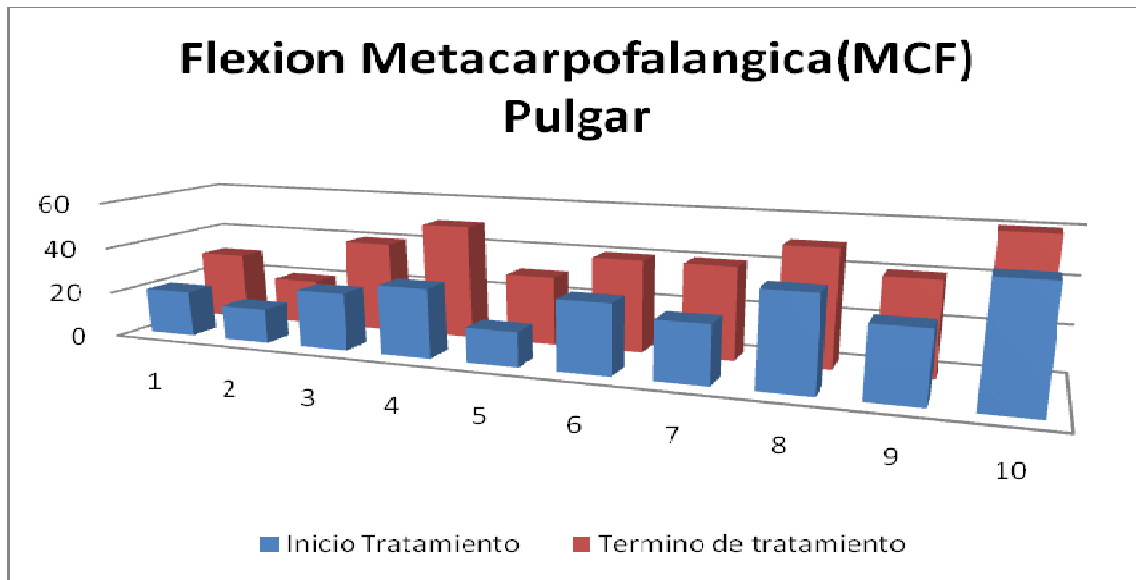


GRAFICA 3

1. Fractura de Colles
2. Fractura distal de radio
3. Fractura de Colles
4. Fractura de interfalanga distal de 2do dedo mano derecha
5. Fractura de Colles

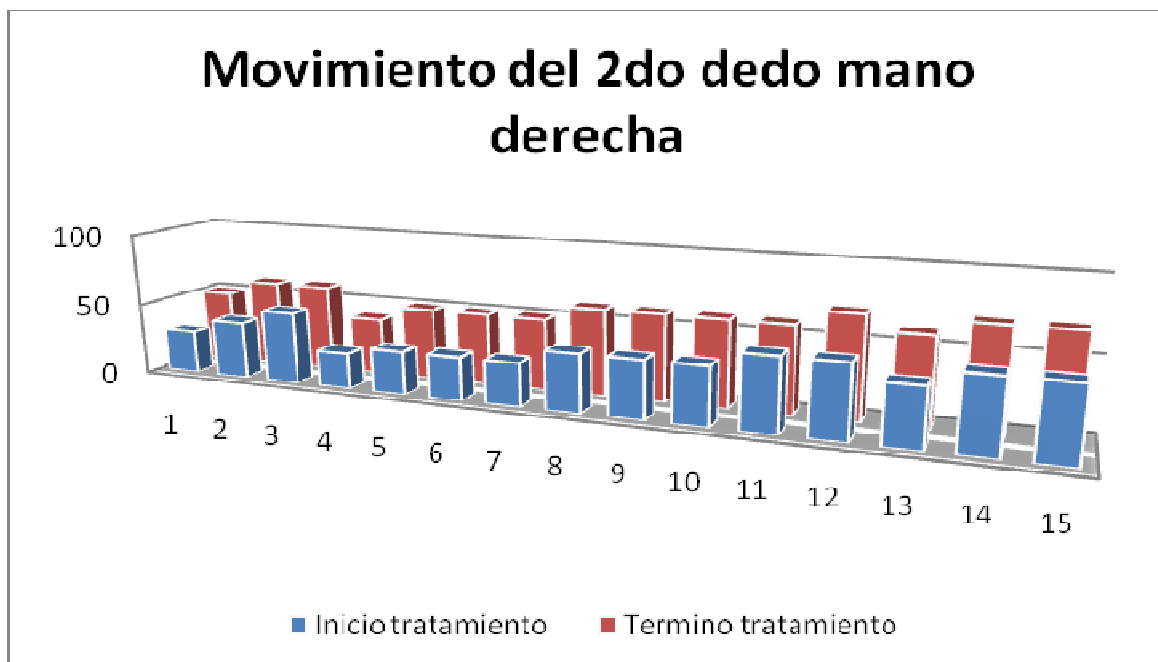


GRAFICA 4

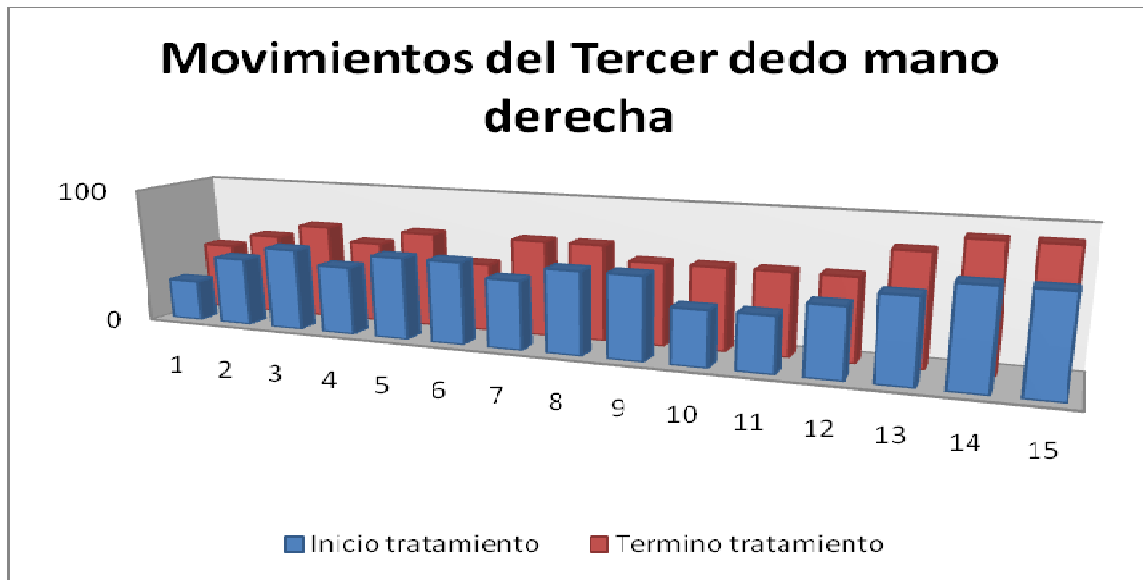


GRAFICA 5

1. Fractura de Colles
2. Fractura distal de Radio
3. Fractura de Colles
4. Fractura de interfalanga distal de 2do dedo mano derecha
5. Fractura de Colles

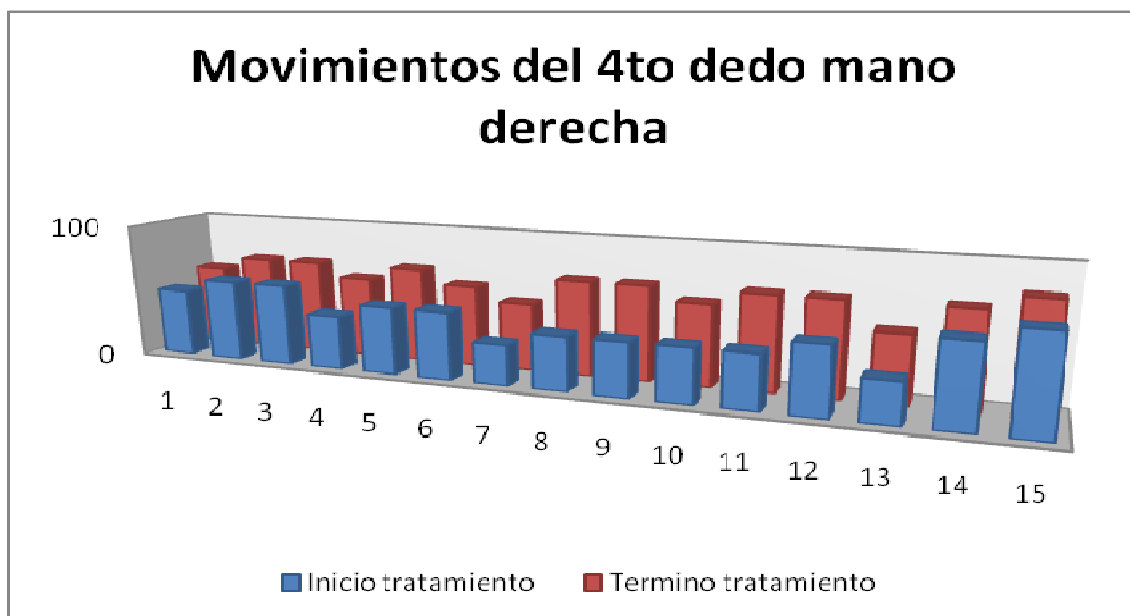


GRAFICA 6

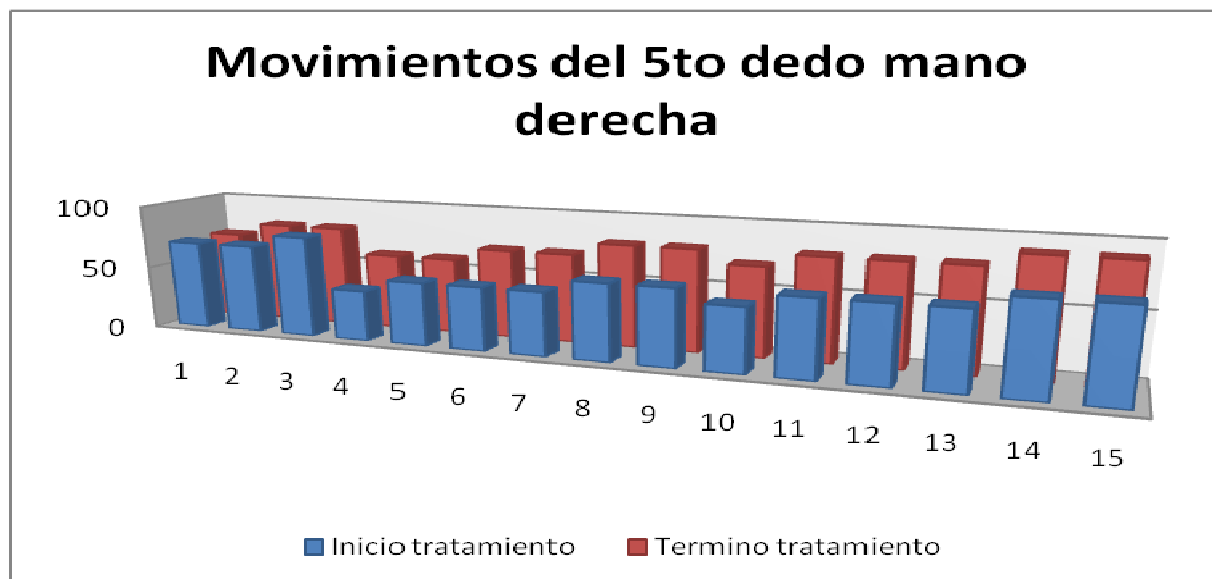


GRAFICA 7

1. Fractura de Colles
2. Fractura distal de Radio
3. Fractura de Colles
4. Fractura de interfalángica distal de 2do dedo mano derecha
5. Fractura de Colles



GRAFICA 8



GRAFICA 9

CAPITULO IX**CONCLUSIONES**

Con el desarrollo del sistema exoesqueleto bioelectromecánico accesorio en la rehabilitación de pacientes con lesiones traumáticas músculo esqueléticas a nivel de mano y antebrazo se observa el buen funcionamiento de cada uno de sus elementos y del software de control.

- De las pruebas realizadas del procesamiento de la señal mioeléctrica, se generó un correcto movimiento de flexión, extensión y pinza. Sin embargo debido a la cercanía de los grupos musculares existe interferencia en la señal, por lo cual se propone usar un sistema de adquisición más robusto además de mejores circuitos de filtrado de la señal mioeléctrica.
 - Dada la experiencia con el sistema se debe de trabajar en periodos cortos de tiempo, ya que el grupo muscular se fatiga causando con ello inestabilidad en el sistema.
 - El uso de electrodos superficiales con pegamento autoadherible puede causar irritación cutánea y molestias al usuario. Se sugiere una investigación sobre este tema.
 - De igual forma, se recomienda hacer una investigación acerca de la colocación de los sensores, ya que la forma utilizada en el presente proyecto ocasiona que su funcionamiento se vea afectado por presiones ejercidas entre el guante y el exoesqueleto.
 - Con respecto al diseño del exoesqueleto, específicamente las falanges, se propone una investigación de un mejor diseño de éstas, que permitan el libre movimiento de las articulaciones interfalángicas.
-

- Se sugiere añadir un mayor número de animaciones al ambiente virtual.
 - Cabe resaltar que puede utilizarse una tarjeta de adquisición distinta a la USB 6211, teniendo en cuenta que se necesitan 5 entrada analógicas y 2 salidas digitales para el funcionamiento del sistema.
 - Finalmente se propone añadir un control de velocidad a los motores que funcione en base al nivel de señal mioeléctrica.
 - Con respecto al uso hospitalario es importante hacer una segunda fase de este estudio el cual compare el tratamiento convencional empleado en el area de rehabilitacion , versus exoesqueleto electromecánico en un mayor tiempo.
-

GLOSARIO

Dolor Muscular de Fatiga. Aparece cuando se hace uso inmoderado de algún grupo muscular o cuando es usado con moderación, pero por un individuo no acostumbrado a ejercitarlo.

Contracturas. Las contracturas solo aparecen en el curso del ejercicio muscular, además pueden asociarse con daño muscular orgánico con mioglobinuria. Se presentan en varios padecimientos metabólicos de las fibras musculares estriadas; ausencia de fosforilasa (enfermedad de McArdle), fosfofructoquinasa y otras enzimas glucolíticas.

Tetania. El cuadro clínico consiste en la aparición inicial del hormigueo en boca, manos y piernas, seguido de sensación de espasmo en esos mismos sitios y, a continuación, fasciculaciones y contracciones musculares visibles y mas o menos dolorosas. En raras ocasiones puede desencadenar una convulsión generalizada.

Calambres ocupacionales. Conviene describir por separado una variedad de calambre que se presenta en ciertos profesionales y artesanos que, a lo largo de los años han adquirido particular destreza en el control fino de las manos, indispensable para la correcta ejecución de su oficio. El mejor conocido es el calambre del escritor, que se encuentra imposibilitado para continuar ejerciendo su tarea: al empuñar la pluma sus dedos se contraen involuntariamente y la mano se paraliza o mueve en sacudidas a lo largo y ancho de la página.

Osteoartritis 1. La osteoartritis primaria suele afectar a múltiples articulaciones, particularmente las interfalángicas distales de los dedos, causando los típicos nódulos de Heberden; también se afectan las articulaciones carpometacarpianas de los pulgares. Las rodillas están involucradas con frecuencia. El 20% de los pacientes no solo se afectan las articulaciones interfalángicas proximales, lo cual hace difícil la distinción con la Artritis Reumatoide.

Osteoartritis 2. La osteoartritis secundaria a lesiones viejas mecánicas o inflamatorias es causa común de artritis crónica mono articular. El crecimiento o hinchazón es de punto de partida óseo. Las radiografías muestran adelgazamiento del cartílago e hipertrofia óseo, datos ambos que son característicos.

Dolor Oseo. Todos los huesos tienen nervios, unos se dirigen al agujero nutricio y penetran, junto con la arteria nutricia para distribuirse por la medula; otros se desprenden del periostio epifisario para introducirse en la sustancia esponjosa de la epífisis; otros mas penetran en la sustancia compacta de la diáfisis.

Atrofias Musculares. Disminución en la masa de las fibras musculares.

Fasciculaciones. Sacudidas pequeñas que aparecen en los fascículos limitados del musculo y no en la totalidad de este; no son suficientes para provocar movimientos en las articulaciones correspondientes a los músculos afectados.

Articulaciones de la Muñeca y de la Mano. Para algunos filósofos la mano del hombre es el instrumento fundamental de su progreso y lo que lo diferencia de los demás animales de la escala zoológica. En todo caso no cabe la menor duda de su enorme versatilidad y fuerza, adquiridos gracias a la finísima coordinación de huesos, articulaciones, tendones, músculos y nervios.

RE FERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. AO Principles of Fracture Management. T.P.Rüedi, W.M.Murphy. Edit Mc Graw Hill.
2. The Rationale of Operative Fracture Care. J.Schatzker, M.Tile.
3. Radius and Ulna. Musculoskeletal Trauma Series. M.M.McQueen, J.B.Jupiter
4. Skeletal Trauma. Fractures, Dislocations, Ligamentous Injuries. B. D.Browner, J.B.Jupiter, A.M.Levine, P.G.Trafton.
5. Di Pellegrino G, Fadiga L, Fogassi L, Gallese V, Rizzolatti G. Understanding motor events: a neurophysiological study. *Exp Brain Res*. 1992;91:176–80.
6. Umiltà MA, Kohler E, Gallese V, Fogassi L, Fadiga L, Keysers C, et al. I know what you are doing. A neurophysiological study. *Neuron*. 2001;31:155–165.
7. Grèzes J, Decety J. Functional anatomy of execution, mental simulation, observation, and verb generation of actions: a meta-analysis. *Hum Brain Mapp*. 2001;12:1–19.
8. Gazzola V, Keysers C. The Observation and Execution of Actions Share Motor and Somatosensory Voxels in all Tested Subjects: Single-Subject Analyses of Unsmoothed fMRI Data. *Cereb Cortex*. 2008 (in press).
9. Dinstein I, Thomas C, Behrmann M, Heeger DJ. A mirror up to nature. *Curr Biol*. 2008;18(1):R13–8.
10. Cochin S, Barthelemy C, Lejeune B, Roux S, Martineau J. Perception of motion and qEEG activity in human adults. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1998;107(4):287–95.
11. Cochin S, Barthelemy C, Roux S, Martineau J. Observation and execution of movement: similarities demonstrated by quantified electromyography. *Eur J Neurosci*. 1999;11(5):1839–42.
12. Rizzolatti G, Craighero L. The mirror-neuron system. *Annu Rev Neurosci*. 2004;27:169–92.
13. Salmelin R, Hari R. Spatiotemporal characteristics of sensorimotor neuromagnetic rhythms related to thumb movement. *Neuroscience*. 1994;60:537–550.
14. Kilner JM, Salenius S, Baker SN, Jackson A, Hari R, et al. Bilateral task-dependent modulations of MEG and EMG coherent oscillatory activity in human subjects. *Neuroimage*. 2003;18:1 pp 67–73.
15. Salenius S, Portin K, Kajola M, Salmelin R, Hari R. Cortical control of human motoneuron firing during isometric contraction. *J Neurophysiol*. 1997;77:3401–3405.
16. Alegre M, Labarga A, Gurtubay IG, Iriarte J, Malanda A, et al. Movement-related changes in cortical oscillatory activity in ballistic, sustained and negative movements. *Exp Brain Res*. 2003;148(1):17–25.
17. Leocani L, Toro C, Manganotti P, Zhuang P, Hallett M. Event-related coherence and event-related desynchronization/synchronization in the 10 Hz and 20 Hz EEG during self-paced movements. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1997;104(3):199–206.
18. Kilner J, Bott L, Posada A. Modulations in the degree of synchronization during ongoing oscillatory activity in the human brain. *Eur J Neurosci*. 21(9):2547–54.

19. Fadiga L, Fogassi L, Pavesi G, Rizzolatti G. Motor facilitation during action observation: a magnetic stimulation study. *J Neurophysiol.* 1995;73(6):2608–11.
20. Aziz-Zadeh L, Maeda F, Zaidel E, Mazziotta J, Iacoboni M. Lateralization in motor facilitation during action observation: a TMS study. *Exp Brain Res.* 2002;144(1):127–131.
21. Maeda F, Kleiner-Fisman G, Pascual-Leone A. Motor facilitation while observing hand actions: specificity of the effect and role of observer's orientation. *J Neurophysiol.* 2002;87(3):1329–35.
22. Gattis M, Bekkering H, Wohlschlagger A. Goal directed imitation. In: Meltzoff AN, Prinz W, editors. *The imitative mind.* Cambridge: Cambridge University Press; 2002. pp. 183–205.
23. Wohlschläger A, Gattis M, Bekkering H. Action generation and action perception in imitation: an instance of the ideomotor principle. *Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci.* 2003;358(1431):501–15.
24. Belliappa PP, Schecker LR. Anatomía funcional de la mano. *Clin Med Urg Norteamer* 1993;3: 616-642.
25. Michlovitz S. Physical therapy after hand injuries. *Hand Clin* 1999;15(2):261-271.
- Merle M. Evaluación de las lesiones y estrategia en mano traumática. *Urgencias.* Barcelona: Masson; 1993.
26. Gómez CL, González RJ, Stevens J, Segura VA, Díaz FB. Trauma agudo en cirugía de mano. México: IMSS; 1971. p. 81-107.
27. Merle M. Fracturas de los metacarpianos y de las falanges. *Mano traumática.* *Urgencias.* Barcelona: Masson; 1993.
28. Helms C, Pearson J. Radiología en la atención primaria. *Atencion Medica* 1977. p. 57-69.
29. National Guideline Clearinghouse. *Radiology* 2000; 15(Suppl):375-378.
30. Braakman M. Are lateral X-rays useful in the treatment of fractures of the fourth and fifth metacarpals? *Injury* 1998;28(1):1-3.
31. Harrison B, Hilliard M. Emergency department evaluation and treatment of hand injuries. *Emerg Med Clin North Am* 1999;17(4):793-822.
32. Rodríguez R. *Vademécum académico de medicamentos.* Tercera edición. México: McGraw-Hill- Interamericana; 1999.
33. Strauch Bklj, Teezis J. Reimplantations of digits. *Clin Orthop Rel Res* 1978;133:35-48.
34. Blair J, Moskal M. Revision amputation achieving maximum functional and minimizing problems. *Hand Clin* 2001;17(3):451-471.
35. Lesiones traumáticas de la mano.
http://escuela.med.puc.cl/paginas/publicaciones/TextoTraumatología/T.../Trau_Sec03_05.htm
36. Lanzetta M, Btace B. Instruments, sutures and needles. *Atlas of Hand Surgery.* USA: Churchill Livingstone; 1998. p. 21-26.
37. Dautel G. Instrumental y material técnico. *Mano traumática.* *Urgencias.* Barcelona: Masson; 1993.

38. Dautel G. Cobertura cutánea. Mano traumática. Urgencias. Barcelona: Masson; 1993.
39. Miller DS. Medical management of pain for early motion in hand and wrist surgery. *Hand Clin* 1996; 12(1):139-147.
40. Presley R. The medical disability advisor. Workplace guidelines for disability duration. Fourth edition. Colorado, USA: Reed Group Holdings; 2002.
41. Sánchez-Medina M, García-Pérez F, Gimeno- González M. Valoración funcional de mano y muñeca. *Rehabilitacion (Madr)* 1996;30:15-23.
42. Delpart J, Monsat M, Erhler S. Evaluaciones articulares de la muñeca y la mano. *Enciclopedia Médico- Quirúrgica. París, Francia: Elsevier; 2000;26(8):1-17.*
43. Watts A, Greenstock M, Cole R. Outcome following rehabilitation of hand trauma patients. *J Hand Surg* 1998;23B(4):485-48.
44. Delprat J, Monsat M, Romain M, Allieu Y, Petry D. Rehabilitación de las lesiones de la mano y muñeca (excluyendo enfermedad de Dupuytren) *Enciclopedia Médico-Quirúrgica. París, Francia: Elsevier; 2000;26(220) p. 1-25.*
45. Hardi M, Woodall W. Therapeutic effects of heat, cold and stretch on connective tissue. *J Hand Ther* 1998;11:148-156.
46. Roman M, Allieu Y, Rigout C. Rehabilitación de las lesiones tendinosas traumáticas de la mano. *Enciclopedia Médico-Quirúrgica. París, Francia: Elsevier; 2000; 26(220) p. 1-9.*
47. Clarck G. Shaw W. Hand rehabilitation. USA: Churchill Livingston; 1993. p. 73-79.
48. Bissell J. Therapeutic modalities in hand surgery. *Clinical Perspectives. J Hand Surg* 1999;24A(3):435-448
-

ANEXOS.

ANEXO I. CONSENTIMIENTO INFORMADO

Nombre : _____ No. Paciente: _____
Fecha de Aplicación: _____ Lugar: _____
No. de expediente _____.

Yo _____ acepto libremente participar en el proyecto de investigación titulado "Exoesqueleto.....", registrado ante el Comité de Investigación de este Hospital.

El objetivo es diseñar y construir un sistema bioelectromecánico que capte las señales eléctricas de los músculos que controlan los movimientos de flexión, extensión y pinza fina de la mano. Además se encargará de auxiliar en los ejercicios de rehabilitación con el objetivo de incrementar la fuerza muscular, todo esto con la ayuda de un ambiente virtual de ejercicios de rehabilitación.

Estoy consciente de que las pruebas para lograr los objetivos consistirán en 2 valoraciones al inicio y al final del tratamiento con el equipo de evaluación y rehabilitación así como el entrenamiento.

Declaro que se me ha informado ampliamente sobre los posibles riesgos, inconvenientes o molestias y beneficios derivados de mi participación en el estudio.

El investigador principal se ha comprometido a darme información oportuna sobre cualquier procedimiento alternativo adecuado que pudiera ser ventajoso para mi tratamiento, así como responder cualquier pregunta y aclarar cualquier duda que le plantee acerca de los procedimientos que se llevarán a cabo, los riesgos, beneficios o cualquier otro asunto relacionado con la investigación y su tratamiento.

Entiendo que conservo el derecho de retirarme del estudio en cualquier momento en que lo considere conveniente sin que ello afecte la atención médica que recibo del ISSSTE.

El investigador principal me ha dado seguridad de que no se me identificara en las presentaciones y publicaciones que se deriven de este estudio y que la información relacionada con mi privacidad será manejada en forma confidencial. Los datos personales recabados serán protegidos e incorporados a mi expediente clínico. Lo anterior se informa en el cumplimiento del 17 lineamiento de protección de datos personales, publicados en el diario oficial de la federación el 30 de septiembre del 2005.

Nombre y firma del paciente

Nombre y firma del Investigador.

Testigo

Testigo.

ANEXOS

ANEXO II

[1000] s EMG para control de prótesis mioeléctricas. Lina Fernanda Banguero,
Alejandro Herrera y Roberto Mario Jaramillo,
http://ftp.eia.edu.co/Sitios%20Web/bioinstrumentacion/docs/signals/2006/exposiciones/sEMG_documento.pdf

ANEXO III .

HOJA DE CAPTACION DE DATOS

Nombre : _____ No Expediente _____

Edad: _____ Sexo : _____

Diagnostico: _____

Fecha de valoración inicial: _____ Valoracion final: _____

Ocupacion: _____ Peso: _____ Talla : _____

Lado afectado: _____

Fecha de Nacimiento : _____ Tel: _____

TITULO

**"EXOESQUELETO BIOELECTROMECANICO
ACCESORIO PARA LA REHABILITACION DE PACIENTES CON
LESIONES MUSCULOESQUELETICOS A NIVEL DE BRAZO Y
ANTEBRAZO."**
