

INSTITUTOS TECNOLOGICOS



---

# REPORTE TECNICO DE RESIDENCIA PROFESIONAL

---

PERIODO: AGOSTO – DICIEMBRE DEL 2014

**INSTITUTO TECNOLOGICO DE TUXTLA GUTIERREZ**

DEPARTAMENTO DE INGENIERIA MECANICA

PROYECTO: DISEÑO Y CONSTRUCCION DE REHABILITADOR PASIVO  
DE MANO

RESIDENTE: FREDI ALEGRIA GOMEZ

No. CONTROL: 10270738

EMPRESA: CENTRO NACIONAL DE INVESTIGACION Y DESARROLLO  
TECNOLOGICO.

ASESOR EXTERNO: DR. ARTURO ABUNDEZ PLIEGO

ASESOR INTERNO: M.I. LORENZO MARCIANO VAZQUEZ

Cuernavaca Morelos. 12 de diciembre del 2014

## INDICE

1. INTRODUCCION.....	4
2. JUSTIFICACIÓN .....	4
3. OBJETIVOS.....	4
4. CARACTERIZACION DEL AREA DE TRABAJO .....	5
5. PROBLEMAS A RESOLVER.....	5
6. ALCANCES Y LIMITACIONES.....	5
6.1. Alcances:.....	5
6.2. Limitaciones: .....	5
7. FUNDAMENTOS TEORICOS .....	5
7.1 Biomecánica de la mano.....	6
7.1.1 Articulaciones de la mano.....	6
7.1.1.1 Articulaciones intermetacarpianas .....	6
7.1.1.2 Articulaciones Metacarpofalángicas (MCF):.....	7
7.1.1.3 Articulaciones interfalángicas (IF):.....	7
7.2 Cinemática de la mano.....	9
7.2.2. Dimensiones de la mano .....	9
7.2.3. Rango de movimientos de las articulaciones de la mano.....	10
7.2.4. Rango de movimiento de los dedos.....	11
7.3 Rehabilitación asistida por computadora.....	11
7.3.1 Plasticidad cerebral .....	11
7.3.2 ARM-ASSIST.....	13
7.3.3 HANDTUTOR™ .....	13
7.3.4 GLOREHA.....	14
7.3.5 Palanca (CENIDET).....	15
8. PROCEDIMIENTO Y DESCRIPCIÓN DE LAS ACTIVIDADES REALIZADAS .....	16
8.1 Diseño y modelado numérico del rehabilitador.....	16
8.1.1 Modelado numérico.....	16
8.1.2 Primer diseño .....	21
8.1.3 Segundo diseño.....	22
8.1.4 Tercer diseño.....	22
8.1.5 Cuarto diseño.....	23
8.2 Construcción del rehabilitador.....	24

.....	25
<b>8.3 Ergonomía en el dispositivo.</b> .....	27
<b>8.4 Acoplamiento del rehabilitador a computadora.</b> .....	30
<b>8.4.1 Desarrollo del juego usado en computadora.</b> .....	32
<b>9. CONCLUSIONES</b> .....	35
<b>ANEXO A</b> .....	36
<b>ANEXO B</b> .....	38
<b>ANEXO C</b> .....	41
<b>FUENTES DE INFORMACIÓN.</b> .....	49

## 1. INTRODUCCION

La hemiplejia es un estado donde se pierde la movilidad motora de la mitad del cuerpo, ya sea de la parte izquierda o derecha, depende del hemisferio que se haya dañado por algún accidente cerebro vascular, si se daña el hemisferio izquierdo, se paraliza la parte derecha del cuerpo, y si se daña el hemisferio derecho se ve afectada la parte izquierda del cuerpo.

La rehabilitación para esta condición de hemiplejia es muy lenta y en ocasiones dolorosa en sus primeras etapas de rehabilitación, el paciente debe empezar desde cero, enseñándole a su cerebro a coordinar, a realizar los movimientos y estimular las neuronas para recuperar la actividad motora de la parte afectada de su cuerpo; la plasticidad cerebral se define a continuación.

*“Se refiere a la adaptación que experimenta el sistema nervioso ante cambios en su medio externo e interno, además puede reflejar la adaptación funcional del cerebro para minimizar los efectos de las lesiones estructurales y funcionales. La existencia del fenómeno de recuperación funcional, después del daño cerebral, es conocida empíricamente desde hace siglos” [5]*

En la rehabilitación, el paciente puede llegar a perder el interés de continuar con la rehabilitación, porque es un proceso tardado y repetitivo, además puede resultar muy costoso; para este caso ha surgido una nueva técnica de rehabilitación, que hace que el paciente no pierda el interés y no piense en la rehabilitación en sí, se llama *REHABILITACION MOTIVACIONAL ASISTIDA POR COMPUTADORA* (MCAR, por sus siglas en inglés). Consiste en un dispositivo adaptado para alguna parte del cuerpo en específico, que el paciente manipula para controlar un videojuego y a la vez practicar movimientos que son exclusivos y que ayudan en su rehabilitación. Es importante desarrollar dispositivos de MCAR para partes específicas del cuerpo, haciéndolos más accesibles y más divertidos para los pacientes.

## 2. JUSTIFICACIÓN

La rehabilitación de la mano, para pacientes con hemiplejia, es muy costosa y poco entretenida, la mayoría de ellos abandonan el proceso de rehabilitación por pocos recursos y porque se cansan de la misma rutina, es muy importante incentivar y motivar a los pacientes a hacer su terapia entretenida y a menor costo, se han comprobado que en otros proyectos como los son ARM-ASSIST, El HandTutor™ y GLOREHA, así como la palanca desarrollada por el CENIDET, han brindado buenos resultados a los pacientes.

## 3. OBJETIVOS

- Comprobar que la rehabilitación motivacional asistida por computadora, es viable y efectiva, para la recuperación motora de la mano en pacientes con hemiplejia.

- En base a lo anterior, construir un prototipo, que cumpla con la función de estimular y motivar al paciente, para la rehabilitación de la mano hemipléjica.

#### **4. CARACTERIZACION DEL AREA DE TRABAJO**

En el Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico (CENIDET), se encuentra el área de Diseño Mecánico dentro del cual los encargados de dicha área brindan proyectos de investigación a alumnos que desean realizar su Residencia Profesional.

Se trabajó en el área de Diseño Mecánico, en la línea de investigación de Biomecánica, y se desarrolló el proyecto de “Diseño y construcción de rehabilitador pasivo de mano”.

#### **5. PROBLEMAS A RESOLVER**

- Pérdida de la actividad motora en la mano hemipléjica
- Reducir la deserción de los pacientes de sus terapias de rehabilitación
- Economizar la rehabilitación
- Accesibilidad a dispositivos de rehabilitación motivacional asistida por computadora

#### **6. ALCANCES Y LIMITACIONES**

##### **6.1. Alcances:**

Se diseñó y construyó un prototipo del proyecto para la rehabilitación de la mano, de dos grados de libertad, se conectó a la computadora mediante un hardware existente en el mercado (mouse, joystick, etc.) y se sincronizó con un video juego comercial (ping pon, ping ball, etc.); el rehabilitador es de modo pasivo, se construyó del material aportado por el CENIDET, se desarrolló en un tiempo no mayor a seis meses.

##### **6.2. Limitaciones:**

Debido al tiempo limitado a seis meses como máximo, el dispositivo se limitó a dos grados de libertad, donde solo se realiza el movimiento de flexo-extensión de la mano y de los dedos, la complejidad y el conocimiento mínimo de informática limita a desarrollar un videojuego para el dispositivo, y tampoco así un programa que realice las estadísticas del progreso del paciente, como se mencionó anteriormente, el tiempo limitó a buscar un hardware en el mercado y no desarrollar uno, adaptándolo al mecanismo del rehabilitador, para hacer la interconexión entre el dispositivo (rehabilitador pasivo) y la computadora.

#### **7. FUNDAMENTOS TEORICOS**

## 7.1 Biomecánica de la mano.

La mano se conforma por 27 huesos (ver figura 7.5), falanges distales (rojos), falanges medias (azules), falanges proximales (verdes), metacarpos (amarillos), trapecio (1), trapezoide (2), grande (3), ganchosos (4), pisiforme (5), piramidal (6), semilunar (7) y escafoides (8).

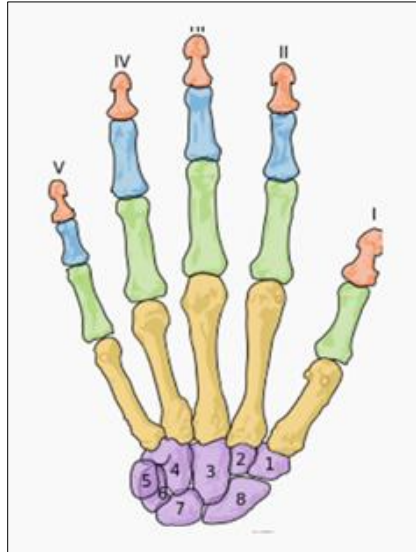


Figura 7.1, huesos que conforman la mano.

### 7.1.1 Articulaciones de la mano

Las articulaciones permiten el movimiento de la mano, para su correcto funcionamiento, depende de la suma de los diferentes tipos de articulaciones, como lo son las siguientes:

- Carpometacarpianas
- Intermetacarpianas
- Metacarpofalángicas
- Interfalángicas.

#### 7.1.1.1 Articulaciones intermetacarpianas

De acuerdo con Miralles Morrero, en su libro “Biomecánica clínica del aparato locomotor”:

*“Son las articulaciones entre las bases de los metacarpianos II, III, IV y V. Las superficies articulares son unas carillas irregulares recubiertas por cartilago que hay en la cara externa de la base del V metacarpiano y en ambos lados del III y el IV, y en la cara interna de la base del II. La cápsula articular y la membrana sinovial continúan hacia arriba con las de la articulación carpometacarpianas”. [1]*

Estas articulaciones solo se dan entre los metacarpos, por eso de ahí su nombre.

### 7.1.1.2 Articulaciones Metacarpofalángicas (MCF):

Las articulaciones Metacarpofalángicas de los dedos, son unas articulaciones que tienen cartílagos q cubren alrededor del hueso, y que se forma la articulación al encajar en la cavidad del otro hueso entre las cabezas de los metacarpianos (II, III, IV, y V) y la base de los falanges proximales.[1]

*“Las cabezas de los metacarpianos son esféricas, pero más prolongadas en sentido anteroposterior que transversal, y también más amplias hacia la cara palmar que hacia la dorsal. [...] Durante la extensión la cara profunda del fibrocartílago está en contacto con la cabeza del metacarpiano, mientras que durante la flexión el cartílago sobrepasa la cabeza y gira alrededor de la charnela (figura 7.2).” [1]*

EL ligamento transverso del metacarpo tiene la forma de una larga cinta que transcurre transversal del II al V metacarpiano. [1]

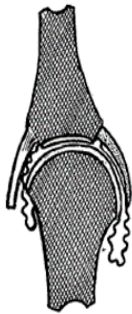


Figura 7.2 Articulación Metacarpofalángico [1]

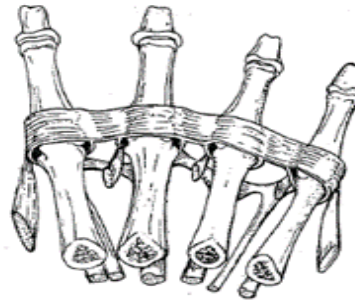
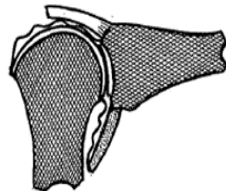


Figura 7.3 Visión palmar del ligamento transverso del carpo [1]

### 7.1.1.3 Articulaciones interfalángicas (IF):

Estas articulaciones se encuentran entre las falanges en la unión de estos, falanges distales y falanges medias, y a su vez estos últimos con las falanges proximales.

*“Son articulaciones trocleares (de funcionamiento similar a una bisagra) que se establecen entre las falanges. Hay dos articulaciones interfalángicas en los cuatro últimos dedos. La superficie de la articulación interfalángica proximal (IFP) es una tróclea más ancha por delante que por detrás. La superficie articular distal (IFD) es de menor extensión que la proximal”. [1]*

*“La amplitud de flexión es superior a 90° en las articulaciones interfalángicas proximales e inferior a 90° en las distales. Esta amplitud aumenta del segundo al quinto dedo en las dos articulaciones”. [1].*

En las figuras 7.4 y 7.5 se muestran las articulaciones interfalángicas para tener un panorama mejor de estas articulaciones y de la localización de estas mismas,

que como se muestra en tales figuras, están entre las falanges, de dónde se puede ubicar la relación entre nombre y posición en la mano.

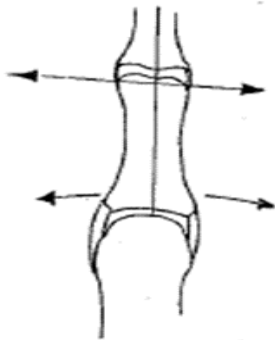


Figura 7.4 Ejes de flexión de las articulaciones Metacarpofalángica e interfalángicas. [1]

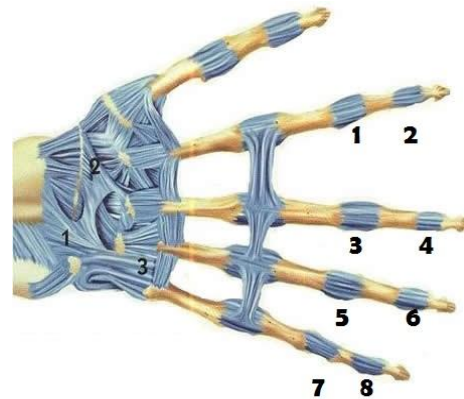


Figura 7.5 articulaciones (IF) enumeradas. [1]

En el XV congreso internacional de ergonomía SEMAC 2009. Investigadores [2] del Instituto Tecnológico de Hermosillo y de Nogales, dieron a conocer estudios y pruebas sobre *fuerza máxima de agarre con mano dominante y no dominante*. Mostraron resultados promedios de hombre y mujeres, de entre (19-24 años) y (25-29 años) de la fuerza máxima de agarre.

Encontraron que la medida de la apertura de la asa del dinamómetro, de la mayoría de los individuos, fue de 1 7/8 pulgadas (4.7625 cm) [2]. Y los resultados se muestran en la tabla 2.

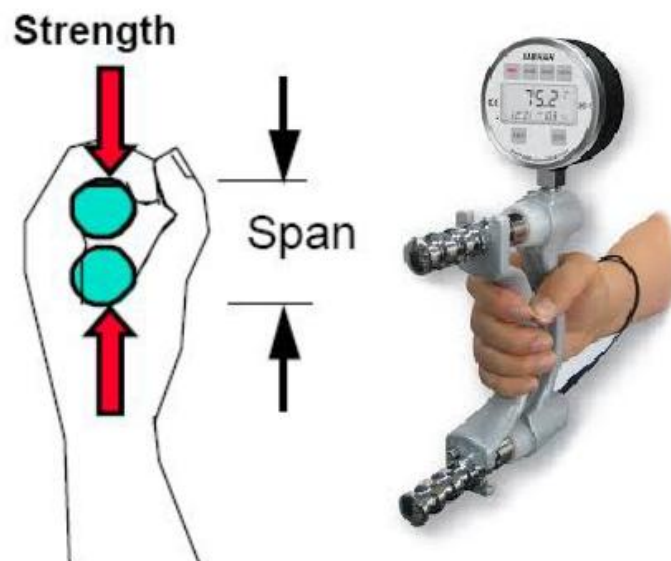


Figura 7.6 Posición de la mano en el estudio de fuerza. [2]



Tabla 2. Resultados del estudio de fuerza máxima [2]

Presente estudio		Hombres (Lbf)					Mujeres (Lbf)				
Edad	Mano	media	s/d	se	low	high	media	s/d	se	low	high
19-24	Derecha	97.06	21.35	2.05	48.5	154.32	55.34	11.37	1.16	22.02	88.18
	Izquierda	88.74	20.06	1.93	44.09	136.69	50.66	10.79	1.1	33.07	90.39
25-29	Derecha	87.09	10.91	7.71	79.37	94.8					
	Izquierda	77.16	9.35	6.61	70.55	83.77					

De la tabla 2, se tiene que la fuerza media máxima es igual a 97.06 Lbf. [2] La cual se utilizó como base para el diseño, para asegurar la resistencia de los elementos estructurales del dispositivo.

## 7.2 Cinemática de la mano

El movimiento de la mano es una acción que se realiza desde la formación en el vientre materno impulsado por órdenes del cerebro; en la vida cotidiana, cuando se realiza desde ademanes hasta actividades muy complejas con las manos, como tocar guitarra, se accionan todos los músculos y huesos de ésta, para realizar dichos movimientos.

Los rangos y tipos de movimientos que se realizan con los miembros de la mano, son de gran importancia para realizar un análisis cinemático de ésta, en el siguiente punto se detallan cómo se obtuvieron estos datos.

### 7.2.2. Dimensiones de la mano

Estas se obtuvieron de un estudio realizado a población mexicana por Ávila chaurand, R., Prado León, L., & González Muñoz [3], del cual se obtuvieron medidas y consideraciones para realizar el diseño del rehabilitador.

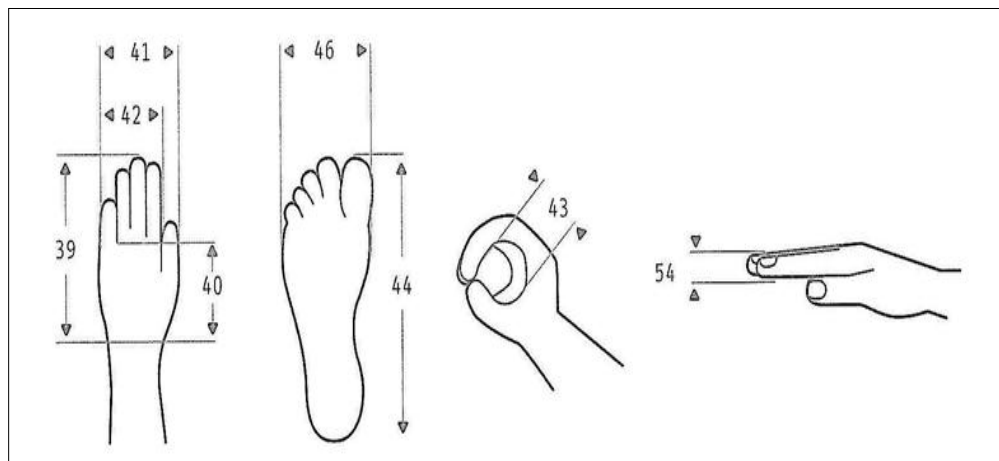


Figura 7.7 Dimensiones antropométricas de la población masculina 18-65 años [3]

Tabla 1. Dimensiones antropométricas de la población masculina 16-85 años [3]

Dimensiones		18-65 años (n=396)				
				Percentiles		
		$\bar{x}$ (mm)	D.E	5	50	95
34	Anchura de cabeza	150	8.54	134	151	165
35	Anchura de cuello	110	7.94	97	109	122
36	Altura de cara	127	7.55	114	128	138
37	Anchura de cara	124	9.69	106	124	139
38	Diámetro interpupilar	57	4.94	49	57	65
39	Longitud de mano	171	8.28	158	170	185
40	Longitud palma mano	97	4.77	90	97	105
41	Anchura de mano	93	6.38	83	92	103
42	Anchura palma mano	76	3.56	71	76	82
43	Diámetro empuñadura	44	3.63	39	45	50
44	Longitud pie	232	10.13	217	232	250
46	Anchura pie	90	4.92	83	90	99
54	Espesor de mano	29	3.17	24	30	35

### 7.2.3. Rango de movimientos de las articulaciones de la mano.

Kapandji, A. en su libro de *Fisiología articular* [4], menciona los rangos de movimiento de la mano, los movimientos que se muestran en las figuras 7.2, 7.3 y 7.4, fueron los considerados como movimientos base para el diseño del rehabilitador.

En las figuras que se muestran a continuación, se ilustran los movimientos de flexo-extensión de la muñeca, estos movimientos son los básicos para iniciar la rehabilitación de la mano, para personas con hemiplejía.



Figura 7.8 Posición anatómica [4]

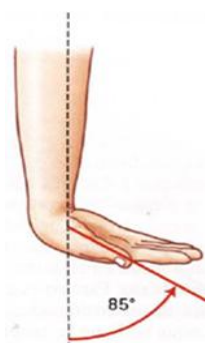


Figura 7.9 Movimiento de flexión [4]



Figura 7.10 Movimiento de extensión [4]

Se puede observar en la figura 7.9 y 7.10 que la amplitud en flexión y extensión es de 85° cada uno.

#### 7.2.4. Rango de movimiento de los dedos.

Los dedos de la mano presentan movimientos de flexo- extensión, al igual que la muñeca. Este movimiento es primordial para la recuperación motora de la mano. Amplitud de la flexión: “Es aproximadamente de 90° en las articulaciones metacarpofalángicas”. [4].

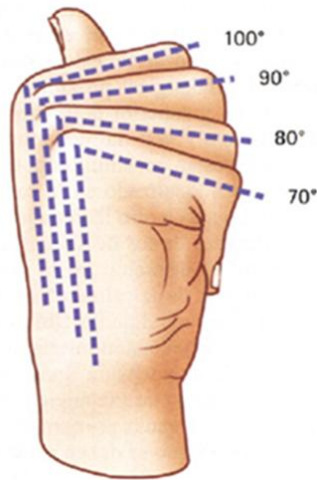


Figura 7.5. Amplitud de la flexión de las falanges. [4]

### 7.3 Rehabilitación asistida por computadora

Antes de revisar y plasmar algunas de las técnicas que se han utilizado para la rehabilitación motivacional asistida por computadora, nos referiremos al siguiente concepto, el cual es muy importante entender para saber cómo funciona la rehabilitación motivacional asistida por computadora.

#### 7.3.1 Plasticidad cerebral

Francisco Aguilar Rebolledo [5] la define como:

*“La adaptación que experimenta el sistema nervioso ante cambios en su medio externo e interno, además puede reflejar la adaptación funcional del cerebro para minimizar los efectos de las lesiones estructurales y funcionales. La existencia del fenómeno de recuperación funcional, después del daño cerebral, es conocida empíricamente desde hace siglos”.*

La Organización Mundial de la Salud (1982) define el término neuroplasticidad como la capacidad de las células del sistema nervioso para regenerarse anatómicamente y funcionalmente, después de estar sujetas a influencias patológicas ambientales o del desarrollo, incluyendo traumatismos y enfermedades. Esto le permite una respuesta adaptativa (o mal adaptativa) a la demanda funcional [6].

El Dr. Paul Bach y Rita, en su conferencia presentada ante el Congreso de la Sociedad Española de Rehabilitación y Medicina Física [7], menciona:

*“Liepert et al (1998) han demostrado que la recuperación funcional de personas con disfunción crónica de la extremidad superior después de un ACV, a quienes se les aplicó la terapia «Constraint-Induced Movement Therapy», **la recuperación funcional estuvo acompañada por el incremento del tamaño del área cortical motora y de la amplitud de los potenciales evocados motores**, los cuales ellos consideraron como evidencia para promover la excitabilidad neuronal del hemisferio dañado. También había evidencias del reclutamiento de áreas motoras adyacentes a la localización original”.*

Tal como lo menciona el Dr. Paul en su conferencia, la rehabilitación puede producir cambios en la función del cerebro, es precisamente ello lo que da fundamento a este trabajo de investigación. Al aumentar el proceso de rehabilitación, el cerebro sufre cambios necesarios para la recuperación motora.

Por otro lado el Dr. Paul Bach hace mención de un nuevo método de rehabilitación, la rehabilitación motivacional asistida por computadora, bajo el concepto de plasticidad cerebral esta se ha convertido en una gran herramienta para la recuperación motriz de pacientes con algún daño cerebral. Tal como o menciona el Dr. Paul Bach y Rita en su conferencia [7]:

*“El gran avance en la microelectrónica, computación y tecnología MEMS, aparejados con conceptos de la plasticidad cerebral y las interfaces hombre-máquina (Bach-y-Rita, Tyler and Kaczmarek, en imprenta), han abierto un mundo nuevo para ser explorado. Si bien, sólo algunos HTD han llegado a ser prácticos, el hecho de que los HTD están siendo propuestos como estrategias para personas con discapacidades motoras o sensitivas hace urgente el entendimiento de los factores que influyen para su adaptación o negación de ellos.”*

La motivación es muy importante en la terapia del paciente. En todo proceso de rehabilitación física, tras padecer una enfermedad, es de vital importancia el factor “motivación del paciente.”

*El paciente experimenta una serie de reacciones ante la llegada de la enfermedad. Son las denominadas fases de adaptación:*

1. *Reacciones de huida o negación: La persona no quiere aceptar su diagnóstico.*
2. *Reacciones de rechazo: Patrón de comportamiento pasivo. El paciente no quiere enfrentarse al problema ni buscar soluciones.*
3. *Reacciones de racionalización: El afectado se pone en manos de los profesionales y toma conciencia de su proceso [8].*

Con base en las ideas del Dr. Bach y Rita, se han desarrollado equipos de rehabilitación, tales como el Arm Assist, en España.

### **7.3.2 ARM-ASSIST.**

Es uno de los dispositivos creados con la finalidad de realizar una rehabilitación motora del brazo y de la mano de la persona afectada, nació del proyecto Telerehab, desarrollado por diferentes institutos en España, y funciona en base al principio de plasticidad cerebral y la rehabilitación motivacional asistida por computadora [9].

- Permitirá realizar diferentes movimientos del brazo y la mano
- Conectado a una aplicación por internet a la cual ingresara el paciente para hacer los ejercicios y el terapeuta para asignar la terapia.



Figura 7.7 Dispositivo “Arm-Assist” [9]

Como se puede observar en la figura 7.7, el dispositivo está diseñado para soportar el brazo afectado.

### **7.3.3 HANDTUTOR™**

Es otro dispositivo de rehabilitación, desarrollado por diferentes institutos [10], su sistema de entrenamiento está basado en movimientos de flexión y extensión de la muñeca y de los dedos.

El paciente utiliza un guante totalmente ergonómico el cual está dotado de sensores en los dedos y en la muñeca, dichos sensores traducen el movimiento de la mano del paciente a un movimiento dentro de un programa de computadora.



Figura 7.8. Paciente usando HandTutor [10]

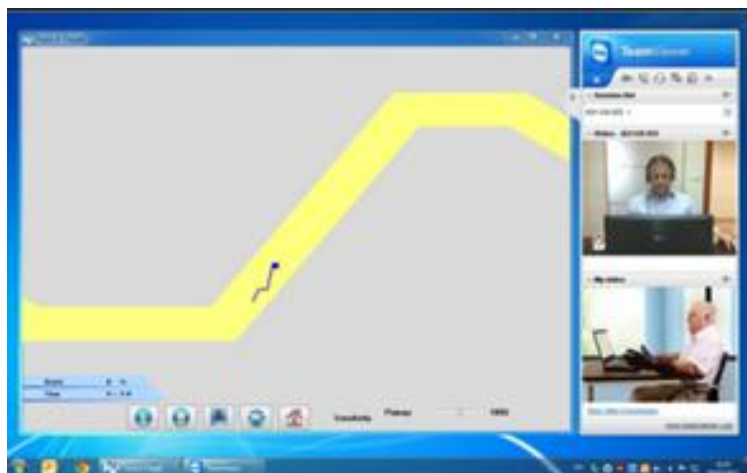


Figura 7.9. Juego utilizado por el HandTutor [10]

En la figura 7.9 se observa la portada del juego desarrollado para complementar la rehabilitación.

#### **7.3.4 GLOREHA**

El Gloreha (Hand Rehabilitation Glove), es otro de estos dispositivos rehabilitadores que utilizan la computadora como medio de apoyo para el paciente. Fue diseñado en el instituto de villa Beretta bajo la dirección del Dr. Franco Molteni [10].

Muestra algunas características:

- Ejercicios simulados en 3D.
- Cuenta con efectos de video y sonido.

- Fácil de manejar.
- Totalmente ergonómico.



Figura 7.10. Dispositivo GLOREHA [10]

Realizaron una serie de pruebas para determinar la efectividad de la rehabilitación motivacional asistida por computadora utilizando GLOREHA. Los resultados se muestran en las tablas del anexo A.

### 7.3.5 Palanca (CENIDET)

La rehabilitación motivacional asistida por computadora presenta buenos resultados tal como lo muestran investigadores del Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico (CENIDET) en el trabajo denominado “Rehabilitación Motivacional Asistida por Computadora con Dos Grados de Libertad para Personas con Hemiplejia” en dicho trabajo [11].

*“En los pacientes atendidos con RMAC, se lograron mejoras sustanciales de la capacidad motora de los pacientes entendidos, en un lapso de 10 – 18 horas de rehabilitación, con terapias que varían de 20 a treinta minutos cada una [11].”*

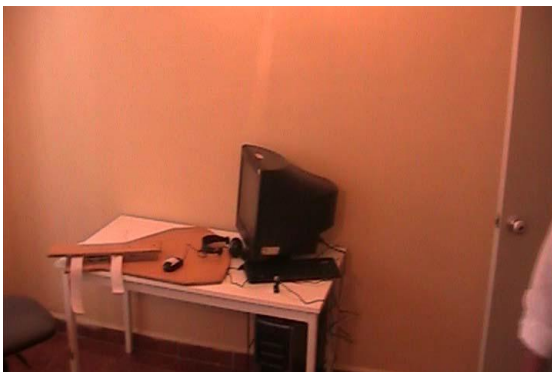


Figura 7.11. Dispositivo desarrollado por investigadores del CENIDET

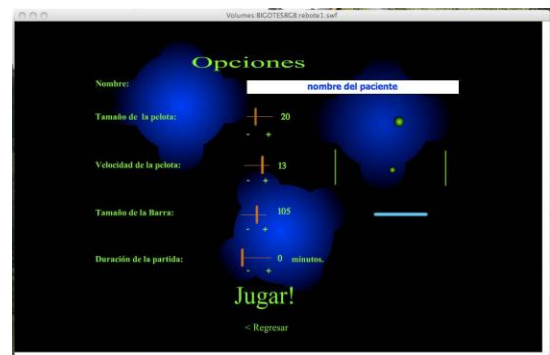


Figura 7.12. Interface del juego de computadora utilizado por el dispositivo rehabilitador.

## 8. PROCEDIMIENTO Y DESCRIPCIÓN DE LAS ACTIVIDADES REALIZADAS

El desarrollo del proyecto de residencia profesional se desarrolló en dos principales etapas, la primera fue la documentación de todo el fundamento teórico del proyecto, para esta etapa únicamente se realizó un trabajo de investigación dentro de las instalaciones del centro.

La segunda etapa consistió en el desarrollo físico del proyecto, es decir, desde la etapa de la concepción del diseño del rehabilitador, hasta su construcción y finalmente su interacción con la computadora.

### 8.1 Diseño y modelado numérico del rehabilitador.

Se dio inicio con el diseño del dispositivo rehabilitador, para ello fue de suma importancia haber recaudado toda la información disponible sobre el tema. Una vez que se consiguió la información necesaria acerca de los diferentes ejercicios realizados en una terapia de la mano hemipléjica, y con los conocimientos de la cinemática de la mano y de la biomecánica de la misma fue posible comenzar a diseñar.

#### 8.1.1 Modelado numérico.

El modelado numérico se realizó utilizando el software de diseño "SolidWork", el cual es una plataforma CAD (Diseño asistido por computadora), desarrollado por SolidWork® corp.

El mecanismo consta de dos grados de libertad (GDL), como se muestra en la figura 8.1, el mayor esfuerzo se presenta en la posición mostrada, por la cual se analizara en dicha posición.

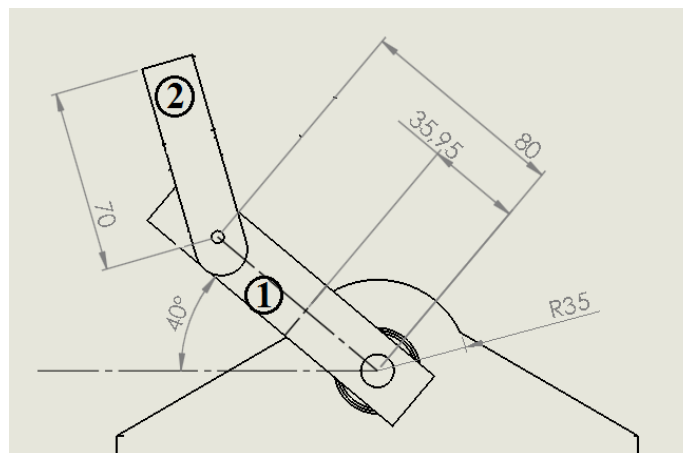


Figura 8.1. Mecanismo de dos eslabones con dos GDL

Se calcularon los esfuerzos en el mecanismo, debido a las fuerzas externas<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Fuerza aplicada por el paciente con  $F=97$  lb, obtenida de (estudio) [2]



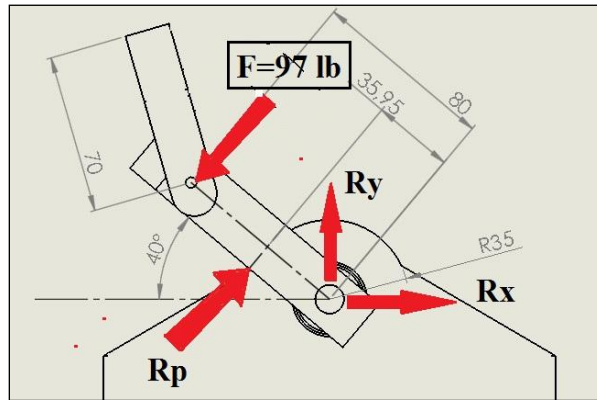


Figura 8.2, modelo estático del mecanismo, con las fuerzas y reacciones.

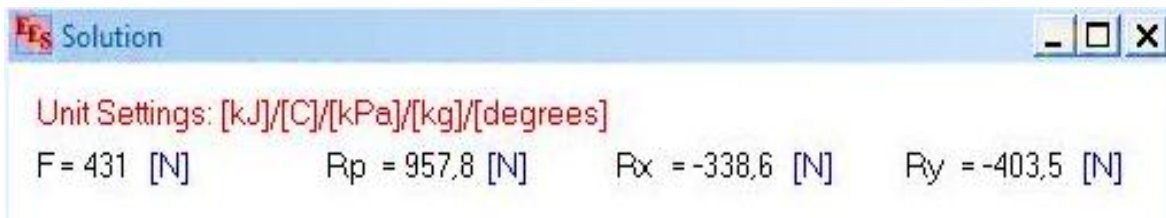
Ecuaciones de sumatorias de fuerzas y momentos.

$$+\uparrow \Sigma F_y = 0 \quad +R_y - F \cdot \cos(40) + R_p \cdot \cos(40) = 0 \quad \text{----- (E.1)}$$

$$+\rightarrow \Sigma F_x = 0 \quad +R_x - F \cdot \sin(40) + R_p \cdot \sin(40) = 0 \quad \text{----- (E.2)}$$

$$+\curvearrowright \Sigma M_o = 0 \quad -F(0.08) + R_p(0.036) = 0 \quad \text{----- (E.3)}$$

Resultados de las ecuaciones anteriores



El perno y las barras se consideran como soldadas, no hay movimiento entre ellos.

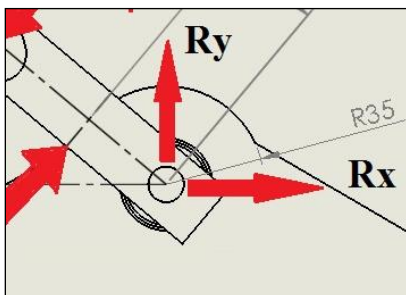


Figura 8.3 reacciones en el perno.

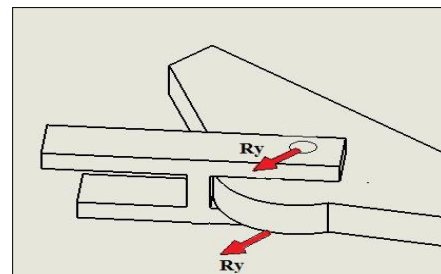


Figura 8.4 el eslabón es de doble barra como se muestra

Se obtuvo el esfuerzo de contacto entre el perno y el rodamiento, con la ecuación (E.4).

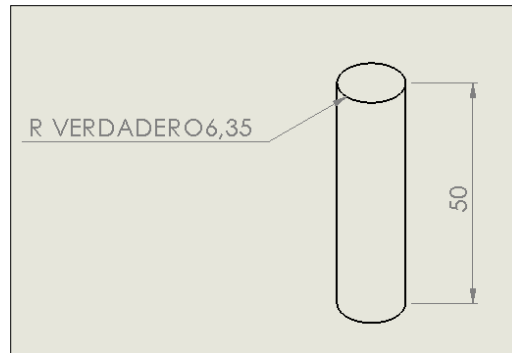


Figura 8.5. Acotaciones del perno en mm.

Ecuación de esfuerzo de aplastamiento  $\sigma_c = \frac{F}{A_c}$  ----- (E.4)

$$\sigma = \frac{2F}{A_c} = \frac{2 * 403.5 N}{(0.05 * 0.0127)m} = 1.2708 MPa$$

Esfuerzo cortante en el perno en la posición de la figura 8.2.

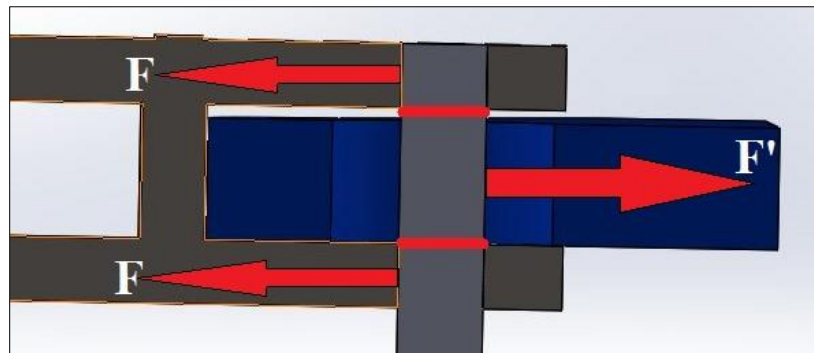


Figura 8.6 fuerzas cortantes que actúan en el perno.

$\tau_{promedio} = \frac{F}{A_t}$  ----- (E.5)

$$\tau_{promedio} = \frac{2F}{2A_t} = \frac{2 * 403.5 N}{2 * (\pi * (0.00635m)^2)} = 3.1852 MPa$$

## Comprobación mediante programa CAD SolidWork®,

El mallado tiene la mitad de la medida del grosor más pequeño recomendado para análisis sencillos.

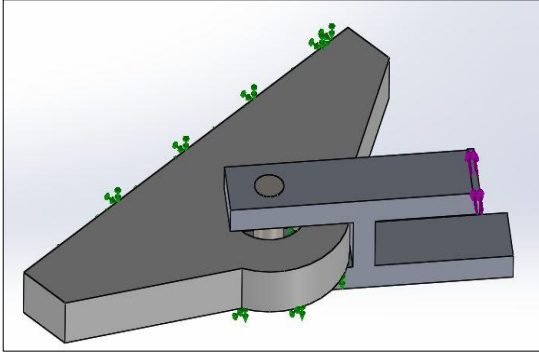


Figura 8.7. Sujeción de las piezas para el análisis.

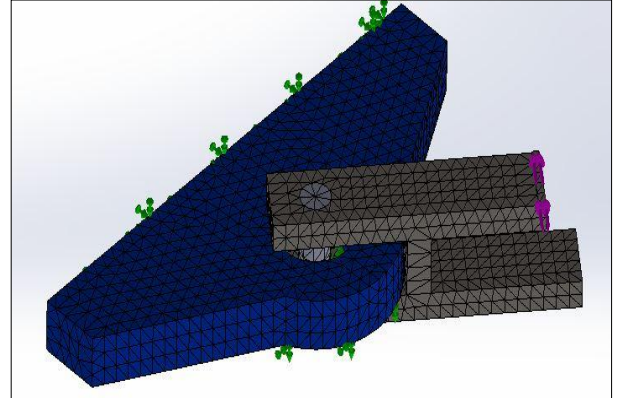


Figura 8.8. Mayado para el análisis.

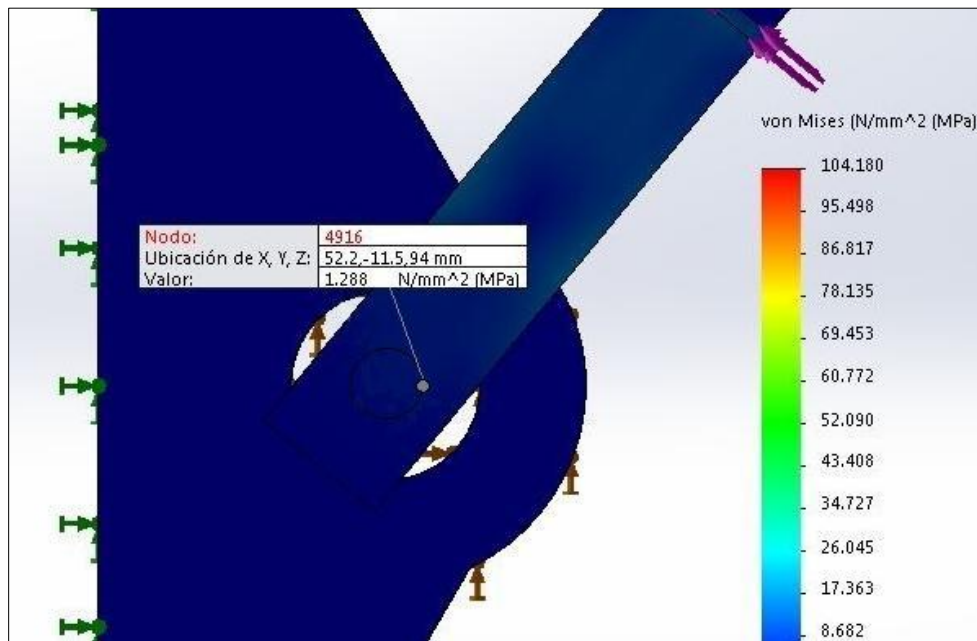


Figura 8.9. Resultados del análisis,  $\sigma=1.288$  MPa

El esfuerzo encontrado es muy similar al obtenido mediante el programa CAD.

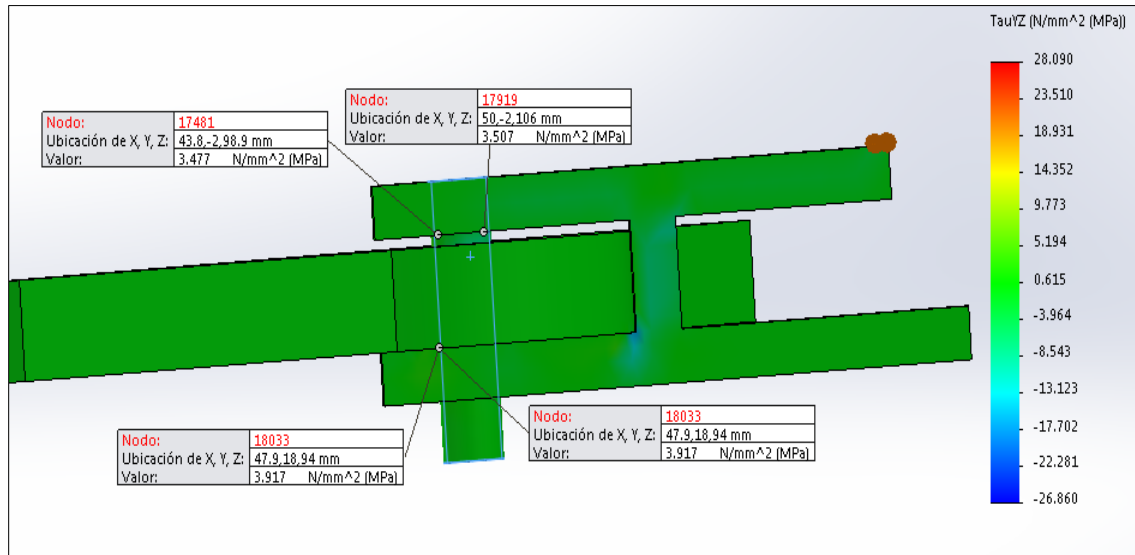


Figura 8.10. Resultados del análisis de esfuerzos cortantes en el perno.

Fueron de: 3.477, 3.507, 3.917 MPa

Los esfuerzos por geometría obtenidos son muy pequeños en comparación a la resistencia de los materiales utilizados, por tal motivo no se optó hacer un análisis más profundo.

A continuación en la figura 8.11 se muestran el modelo del diseño base.

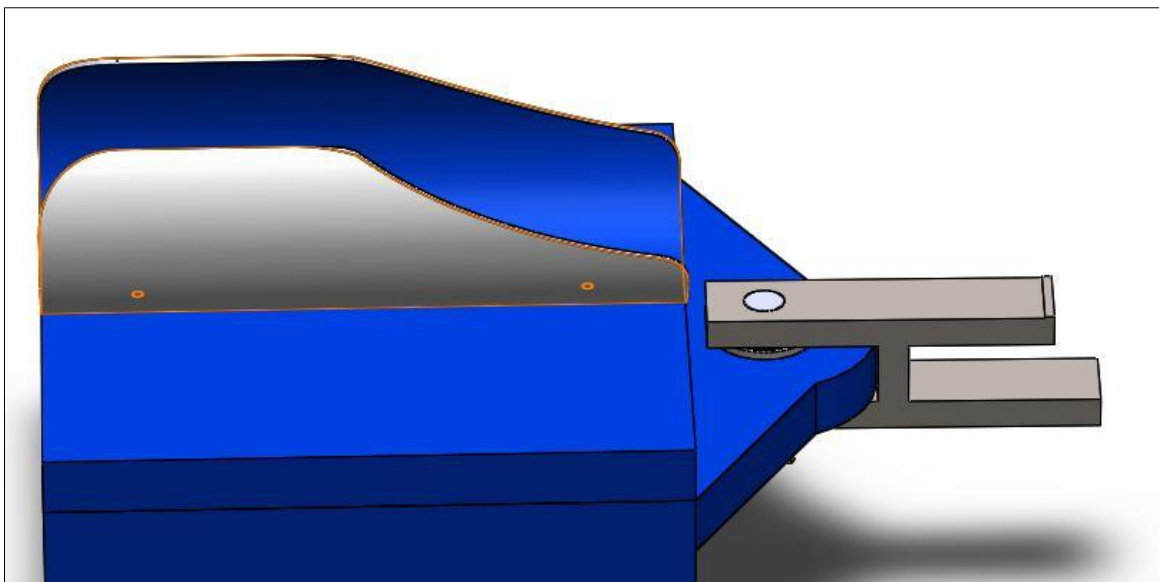


Figura 8.11, modelo del diseño base.

### 8.1.2 Primer diseño

El primer diseño constaba de una base, la cual serviría como apoyo para el brazo, un soporte para la mano y un soporte para los dedos. Se optó por un dispositivo de 2 grados de libertad el cual cumpliría con efectuar los 2 movimientos básicos en la rehabilitación de la mano hemipléjica, el movimiento de flexo-extensión de la muñeca y los dedos.



Figura 8.12. Dispositivo rehabilitador.  
Base, y soporte de los dedos y la mano

Se implementó un mecanismo de manivela-biela-corredera, esto con el objetivo de obtener las restricciones en los ángulos de abertura del dispositivo, pero existen posibilidades de trabamiento en dicho mecanismo, por lo cual se modificó.

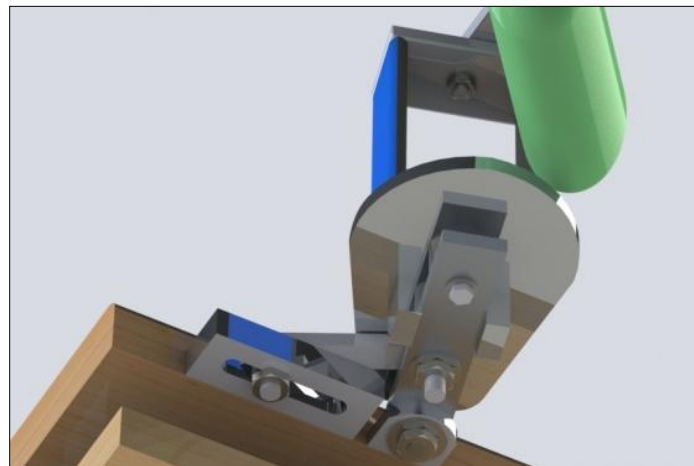


Figura 8.13. Mecanismo manivela-biela-corredera

### 8.1.3 Segundo diseño.

Los cambios en el dispositivo en relación al primer diseño fueron muy pocos, en este caso únicamente el mecanismo sufrió un leve cambio al agregarle un eslabón más, esto debido a que el ángulo obtenido no era el deseado ya que los eslabones impactaban uno con el otro, también la corredera fue remplazada por una corredera la cual presentaría menos trabamientos, como se muestra en la figura 8.13.

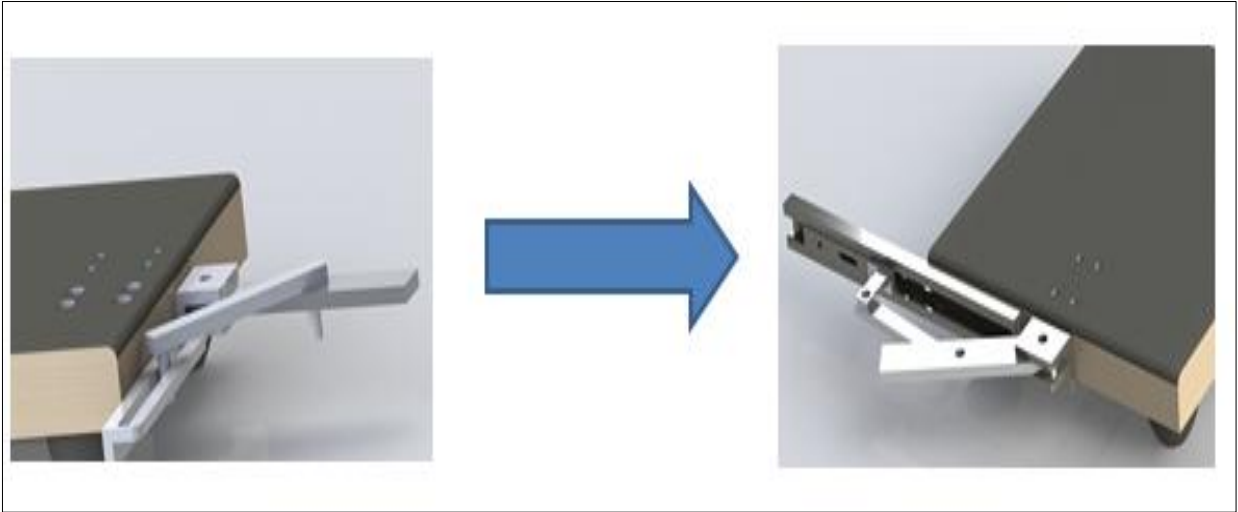


Figura 8.14. Adición de un eslabón y otra corredera al mecanismo

### 8.1.4 Tercer diseño.

El proyecto continuó y después de hacer un análisis al dispositivo se optó por retirar el mecanismo. Esto debido a que su manufactura sería complicada, mientras lo que buscábamos era una fabricación sencilla, y con bajos costos.

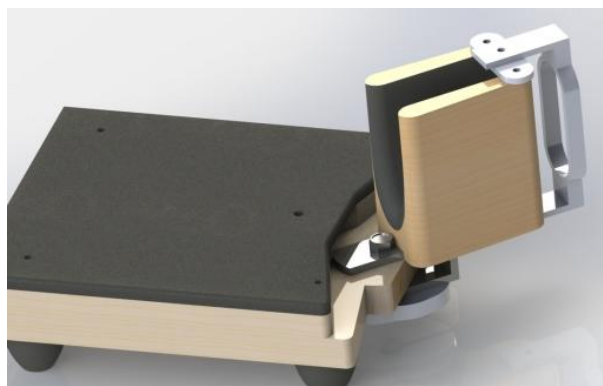


Figura 8.15. Dispositivo con base modificada.

Para obtener el ángulo deseado sin el mecanismo, se optó por modificar la base de la tabla, agregando cortes con el ángulo requerido, estos cortes servirían de tope para el soporte de la mano restringiendo así el movimiento.

Se planeaba utilizar una leva en la parte inferior de la base del brazo, donde un eje sujeto al soporte de la mano transfiriera el movimiento circular de la muñeca, para luego transformarlo en un movimiento lineal el cual accionará el mecanismo para la adaptación a la computadora.

#### 8.1.5 Cuarto diseño.

La siguiente evolución del diseño (figura 8.15 y 8.16) se compuso por cambios en la forma de la base del brazo y del soporte de la mano, de tal manera que dicho soporte fuera ergonómico, el dispositivo se dimensionó a partir de los datos obtenidos sobre las medidas antropométricas de la población mexicana. También se incorporaron los mecanismos que realizarían la comunicación entre el dispositivo rehabilitador y el equipo de cómputo.

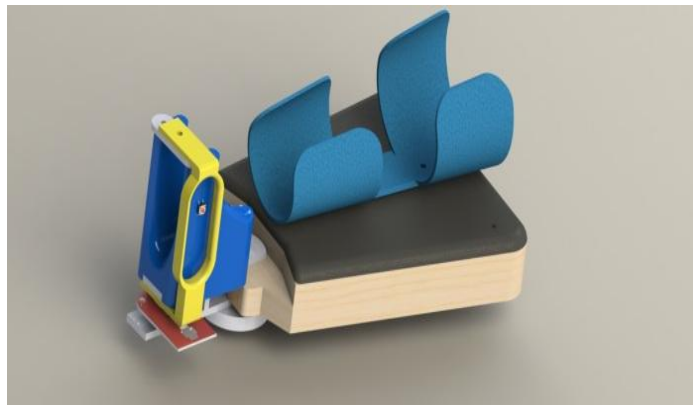


Figura 8.16. Base y soporte de la mano ergonómicos.

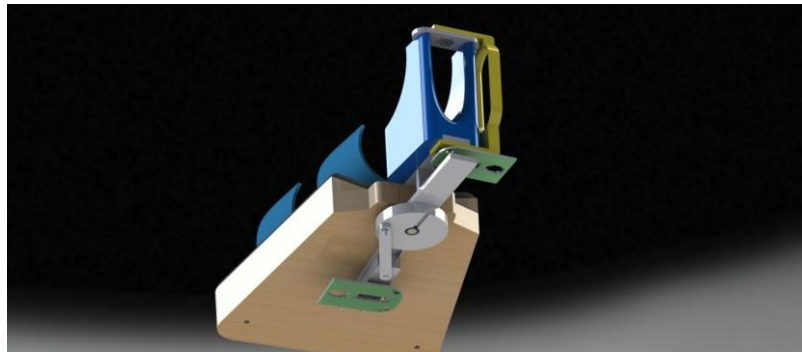


Figura 8.17. Mecanismo para conexión a computadora.

Se decidió utilizar un mecanismo el cual acoplara 2 dispositivos mouse (Figura 8.16), debido a la conectividad que estos dispositivos presentan.

El primer mecanismo transformaría el movimiento realizado por la muñeca en el movimiento del puntero de la interface de la computadora en el eje x, mientras que el segundo mecanismo transformaría el movimiento de flexo-extensión de los dedos en el movimiento del puntero de la computadora en el eje y.

## 8.2 Construcción del rehabilitador.

Una vez definido el diseño del rehabilitador se prosiguió con la construcción. Debido a que sería un modelo funcional se trató de usar el material más económico y de mayor facilidad para su manufactura.

Se usó madera MDF para la base principal, así como para el soporte de la mano y de los dedos, y aluminio para el eje y algunos herrajes.

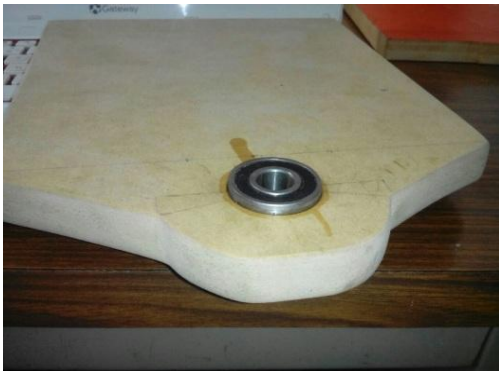


Figura 8.18. Base del rehabilitador.  
Rodamiento del eje.



Figura 8.19. Soporte de para la  
mano.

Para el primer mecanismo, el cual transforma el movimiento de la muñeca en el movimiento en el eje X del puntero, se utilizó una corredera la cual convertiría el movimiento circular de la muñeca en un movimiento lineal del mouse, para así asegurar con cierta precisión un movimiento del puntero únicamente sobre el eje X.



Figura 8.20. Corredera con el mouse óptico



Figura 8.21. Eje de transmisión del  
movimiento



Se colocó el soporte de la mano sobre el eje de transmisión, con la finalidad de generar el movimiento.



Figura 8.22. Soporte de la mano y eje, colocados

Para el segundo movimiento, el realizado por los dedos, se utilizó un segundo mouse óptico, el cual se encontraría colocado sobre una base puesta en el eje paralelo al eje que soportaría la base de la mano.



Figura 8.23. Mecanismo para el segundo mouse (Movimiento de los dedos)

Para lograr instalar el mouse de manera correcta, se adaptó la madera de tal forma que no hubiese fricción entre los elementos.



Figura 8.24. Madera adaptada para el mouse.

Una vez adaptado los mouse se procedió a ensamblar el dispositivo.



Figura 8.25. Dispositivo adaptado a la mano

Para lograr la conexión a la computadora se utilizó los cables USB que los mouse traen por defecto, debido a que son 2 cables se optó por usar un adaptador multipuerto USB para así realizar la conexión a la computadora utilizando únicamente un cable.



Figura 8.26. Multipuerto USB

Para sujetar el brazo, y así evitar movimientos innecesarios, se utilizó la mitad de un tubo de PVC de 3 in, al cual se le dio una forma especial, de tal forma que se adaptara al brazo, evitando así que este sufriera lesiones, o simplemente para hacerlo más ergonómico.



Figura 8.27. PVC utilizado como soporte del brazo.

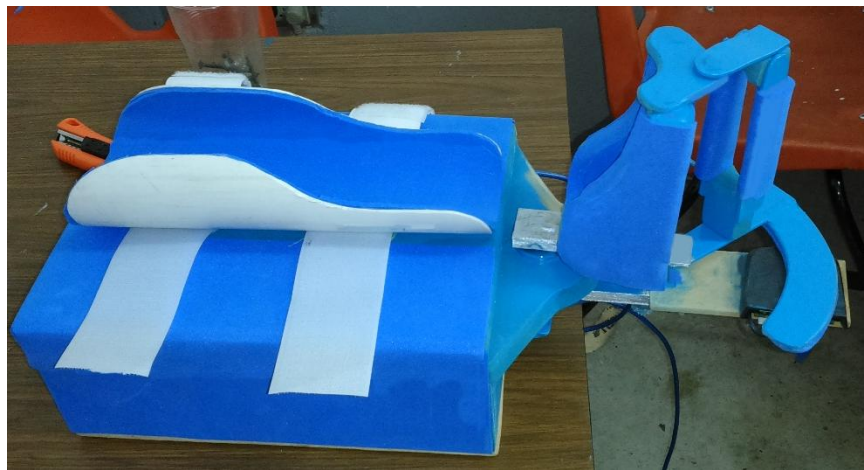


Figura 8.28. Modelo funcional construido.

### **8.3 Ergonomía en el dispositivo.**

En el diseño del dispositivo se tomaron en cuenta factores de ergonomía de la mano, que señala en un artículo la Universidad de California USA [12]. Los cuales servirán para una mayor comodidad del paciente, esto con el fin de garantizar una rehabilitación lo más cómoda posible.

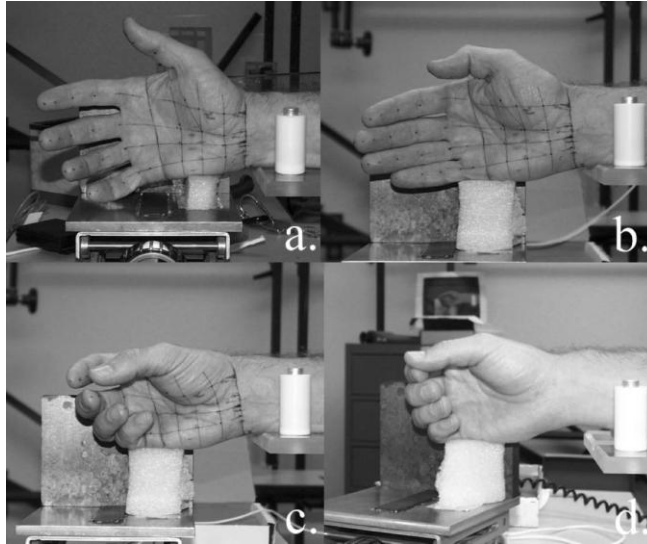


Figura 8.29. a) Mano abierta con dedos abducidos, b) Mano abierta con dedos aducidos, c) Mano cerrada dedos en posición de reposo, d) Mano cerrada con dedos flexionados [12].

La posición mostrada en la figura 8.29 c, es la conocida como posición de reposo de la mano. En el diseño realizado del dispositivo rehabilitador, se decidió utilizar esta posición como la posición inicial, en la cual la mano comenzaría su rehabilitación. A partir de esta se continuó con los movimientos de flexo-extensión de los dedos y de la muñeca.

El soporte del brazo fue forrado con espuma de poliuretano, el cual brindaba un espacio más suave y cómodo para apoyar el brazo. Además de la forma ergonómica que se le dio al PVC para permitir una buena sujeción del brazo, pero sin partes que pudiesen lastimar el mismo. Se usó velcro como correas para sujetar el brazo.

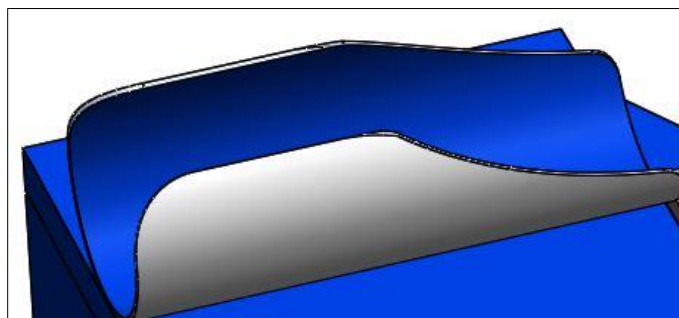


Figura 8.30. Soporte para el brazo.

Para el soporte de la mano y de los dedos también se utilizó espuma de poliuretano, para no lastimar dichas partes del paciente.

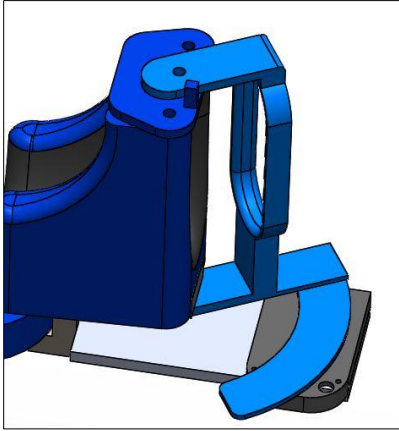


Figura 8.31. Soporte de mano y dedos.

Dispositivo rehabilitador finalizado.

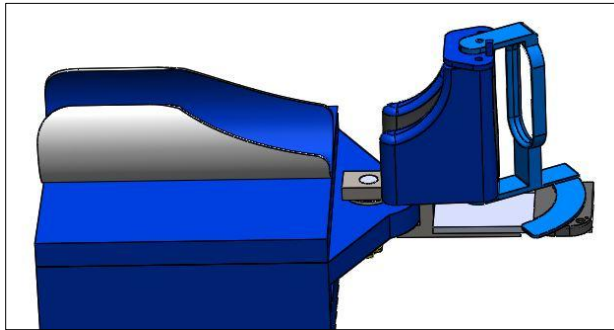


Figura 8.32. Rehabilitador finalizado.

Para el diseño del área de trabajo, donde el rehabilitador sería puesto para su uso, se tomó en cuenta las dimensiones que se mencionan en el libro “Ergonomics and Design A Reference Guide”, dadas por las tablas mostradas en el anexo “B” [13].

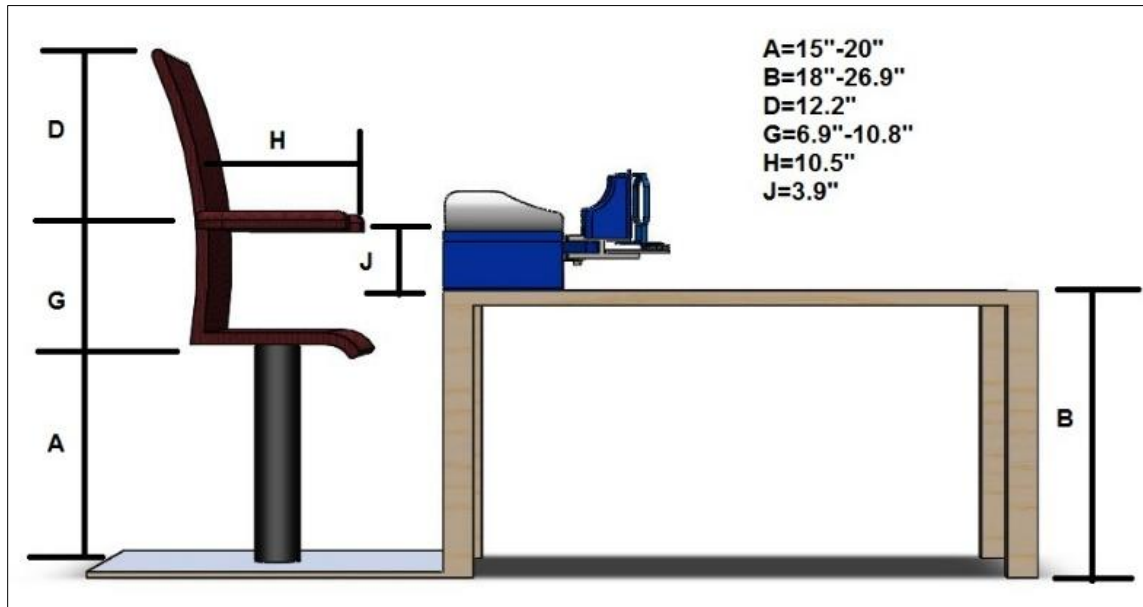
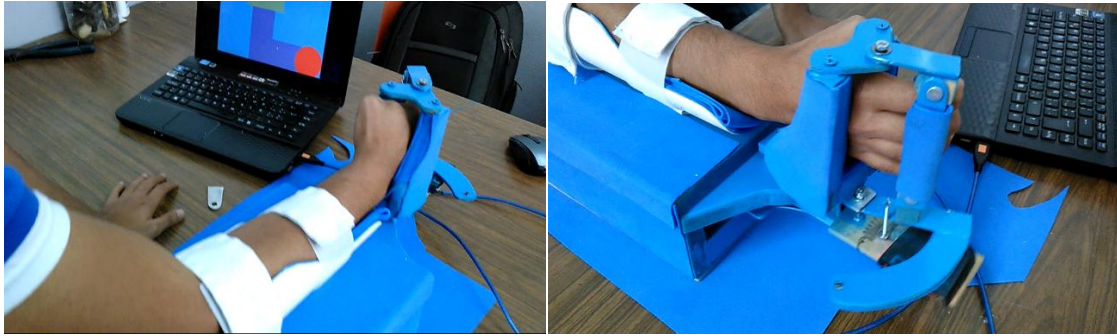


Figura 8.33. Área del trabajo y medidas



Figura 8.34. Área y herramientas de trabajo.

#### 8.4 Acoplamiento del rehabilitador a computadora.



Figuras 8.35 y 8.36. Modelo funcional adaptado a la computadora.



Figura 8.37. El modelo se adaptó a la computadora y se asoció a un juego.

Para el acoplamiento a computadora se hizo uso de 2 mouse ópticos, de tal forma que el paciente controlara el movimiento del puntero en el eje "X" y el otro en el eje "Y", el movimiento en el eje X será controlado por el movimiento de flexo-extensión de la muñeca mientras que el movimiento en el eje Y se controlará por el movimiento de flexo-extensión de los dedos.

El objetivo, como se marca en la rehabilitación motivacional asistida por computadora, es utilizar estos 2 movimientos para controlar un juego, el cual ayude al paciente a distraerse de la actividad de rehabilitación la cual en la mayoría de los casos se vuelve tediosa y aburrida, de esta forma el paciente se concentrará la mayoría del tiempo en lograr finalizar el juego en la computadora, mientras inconscientemente realiza sus ejercicios de rehabilitación.

Se buscó una plataforma en la cual se pudiera elaborar un juego sencillo, el cual funcionara con los movimientos de los 2 mouse.

Después de probar o intentar realizar el juego en plataformas como Eclipse o Java, se decidió utilizar un programa que todas las computadoras utilizan y que aunque no es su principal función, el juego que se diseñó en dicho programa, cumplió con las necesidades requeridas, este programa es el PowerPoint.

#### 8.4.1 Desarrollo del juego usado en computadora.

Se eligió realizar un juego muy sencillo, laberinto, el cual tendría por objetivo iniciar en un punto y llegar a la meta siguiendo el camino establecido sin tocar los bordes.

El juego comienza en una diapositiva de menú:



Figura 8.38. Inicio del juego

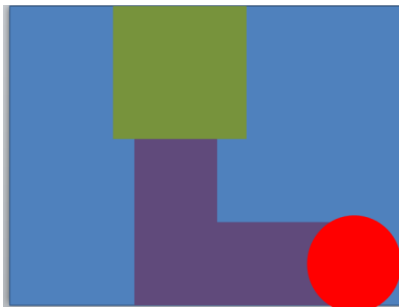


Figura 8.39. Diseño básico del laberinto

El primer nivel se compone por 3 laberintos sencillos, uno diferente del otro, de tal forma que al llegar a la meta del último laberinto se concluya el nivel satisfactoriamente.



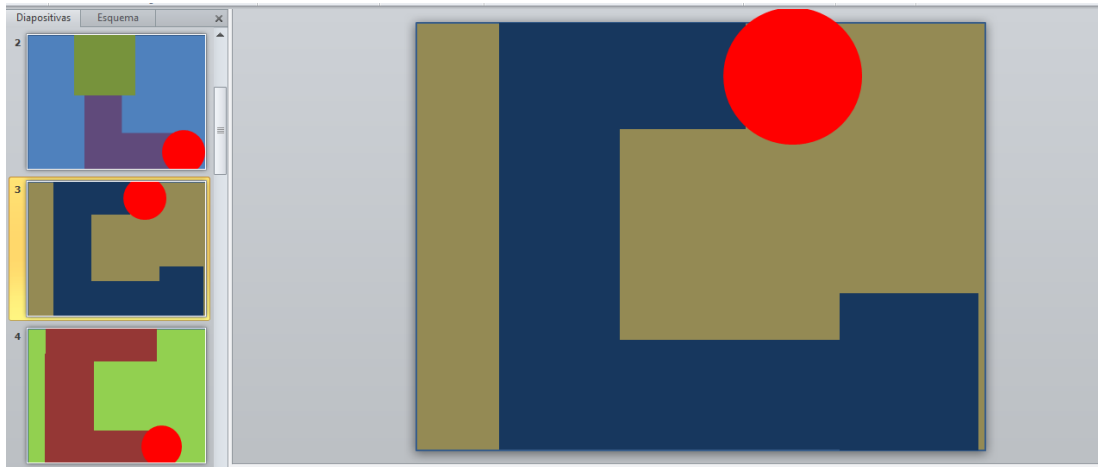


Figura 8.40. Laberintos del primer nivel.

Al finalizar el primer nivel saldrá una pantalla de victoria.



Figura 8.41. Pantalla de victoria nivel 1

En caso de no finalizar los 3 laberintos satisfactoriamente, es decir, si en alguno de estos 3 laberintos, se llegara a chocar el puntero con los límites del laberinto, entonces aparecerá una imagen para decir que se perdió.



Figura 8.42. Pantalla al perder el primer nivel

El menú que aparece tras perder el primer nivel dará la opción de reintentar o de salir del juego, si se selecciona reintentar entonces se trasladará directamente al primer laberinto del nivel 1 para comenzar el recorrido de nuevo.

El menú que aparece tras finalizar satisfactoriamente el nivel uno, dará la opción de ir al nivel 2 o de salir del juego. Si se selecciona ir al nivel 2 entonces se trasladará al primer laberinto de este. El segundo nivel del juego al igual que el primero está compuesto por 3 laberintos de diferente forma.

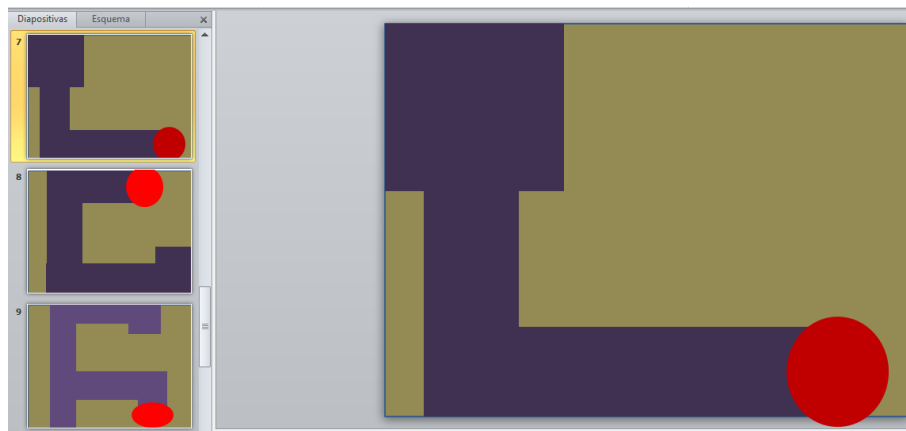


Figura 8.43. Laberintos del nivel 2

De no completarse satisfactoriamente el nivel 2 una imagen será desplegada, indicando que se ha perdido. Al igual que en el nivel 1 se desplegará un menú el cual dará la opción de reintentar el nivel o de salir del juego. En caso de elegir reintentar, se trasladará al primer laberinto del nivel 2 para así volver a recorrerlo.



Figura 8.44. Imagen al perder el nivel 2

Si se completa satisfactoriamente el nivel 2 entonces una pantalla como la de la figura 8.45, será desplegada.



Figura 8.45. Pantalla de victoria del nivel 2

En la pantalla se dará 3 opciones, “Menú”, “Nivel 3”, y “Salir”, al seleccionar menú se trasladara a la primer pantalla del juego para así volver a jugar desde el principio el nivel 1 y 2, de elegir la opción nivel 3 entonces se trasladara a los laberintos de dicho nivel.

El juego únicamente quedo con 2 niveles, pues con ellos fue suficiente para saber su funcionamiento. Aun así el juego quedo abierto para poder agregar nuevos niveles.

## 9. CONCLUSIONES

La hemiplejía es un padecimiento que afecta a gran parte de la población, la rehabilitación física de dichas personas puede llegar a ser lenta y tediosa, debido a esto los problemas en la mayoría de los casos se convierten en un problema que afecta a toda la familia del paciente. Los datos estadísticos muestran que la mayoría de los pacientes deciden abandonar su rehabilitación en la última fase de esta, la rehabilitación de las manos, debido a cuestiones psicológicas.

Debido a esto el rehabilitador diseñado y construido a lo largo de la estancia como residentes del centro nacional de investigación y desarrollo tecnológico (CENIDET), muestra tener gran futuro pues su diseño toma en cuenta los diferentes datos recolectados de las variadas fuentes de información aquí presentadas.

El rehabilitador muestra algunas características fundamentales, como por ejemplo, la facilidad en su uso, las personas únicamente deberán postrar su brazo sobre el dispositivo y realizar los movimientos ya predeterminados para su rehabilitación; Cuenta con un diseño con pocos elementos móviles y de solo 2 grados de libertad, por lo que su manufactura puede ser muy sencilla.

El incorporar el concepto de rehabilitación motivacional asistida por computadora al diseño del dispositivo rehabilitador puede llegar a ser de gran ayuda para los

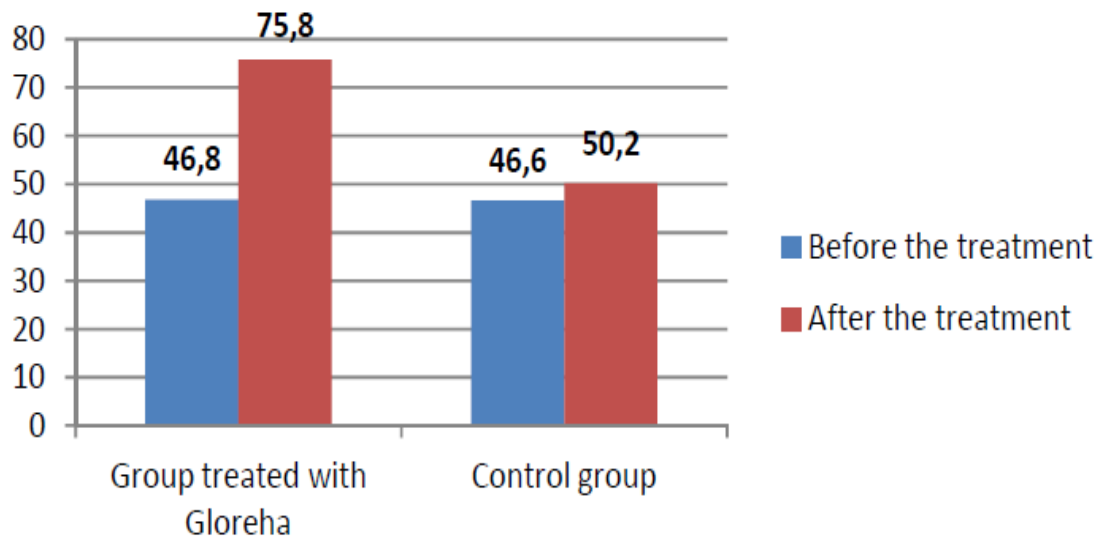
pacientes. El juego de computadora que el paciente controla por medio de los movimientos de su muñeca y dedos una vez que estén sobre el rehabilitador, tiene por objetivo evitar la fatiga psicológica del paciente.

El rehabilitador en si promete una rehabilitación sin necesidad de que el paciente se sienta cansado de estar yendo a una consulta con el terapeuta, pues al contrario, la persona hemipléjica podrá realizar sus ejercicios de rehabilitación desde la comodidad de su casa, únicamente deberá (con ayuda de otra persona), conectar el rehabilitador a la computadora e iniciar el juego, entonces mientras la persona “juega” realizara sus ejercicios de rehabilitación evitando así el desgaste psicológico de la misma.

## ANEXO A

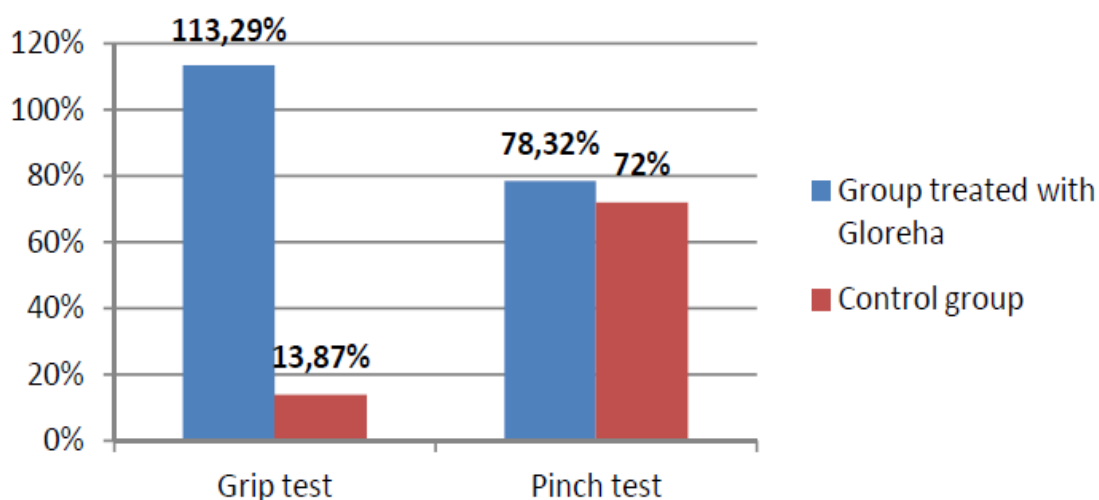
Resultados obtenidos de las pruebas realizadas utilizando el dispositivo rehabilitador GLOREHA.

Tabla 1. Independencia funcional después de un accidente cerebrovascular en la fase subaguda.



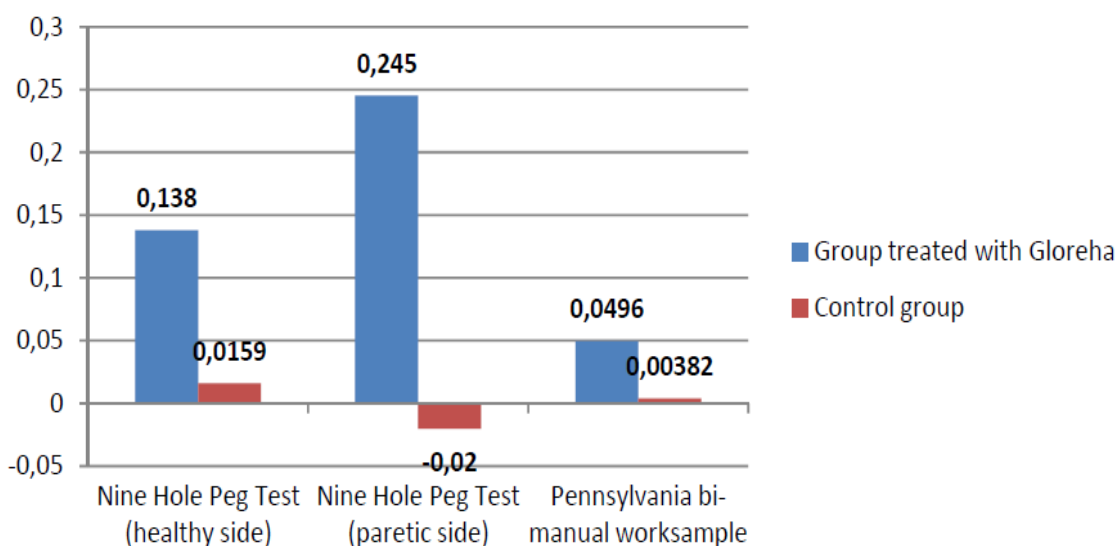
El grupo tratado con Gloreha mostró un marcado incremento promedio evaluado por FIM (Medida de Independencia Funcional) Escala, en contra de una estabilidad sustancial en el grupo de control. El tratamiento consistió en 30 sesiones; la duración de cada sesión fue de 40 minutos. Los pacientes incluidos en el grupo de control fueron tratados por terapeutas al mismo tiempo que el grupo tratado con Gloreha [10].

Tabla 2. Aumento en la fuerza de agarre del lado hemipléjico.



El grupo tratado con Gloreha desarrolló un mayor incremento de la fuerza de agarre. El tratamiento consistió en 30 sesiones; la duración de cada sesión fue de 40 minutos. Los pacientes incluidos en el grupo de control fueron tratados por terapeutas al mismo tiempo que el grupo tratado con Gloreha.

Tabla 3. Gloreha puede mejorar la coordinación unimanual y bimanual.



## ANEXO B

Tablas de datos del libro “Ergonomics and Design A Reference Guide”.

Tabla 1:

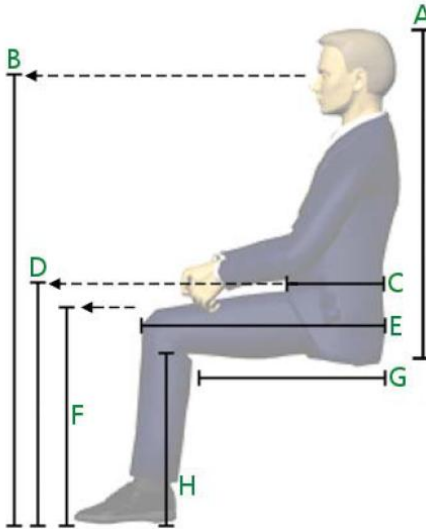


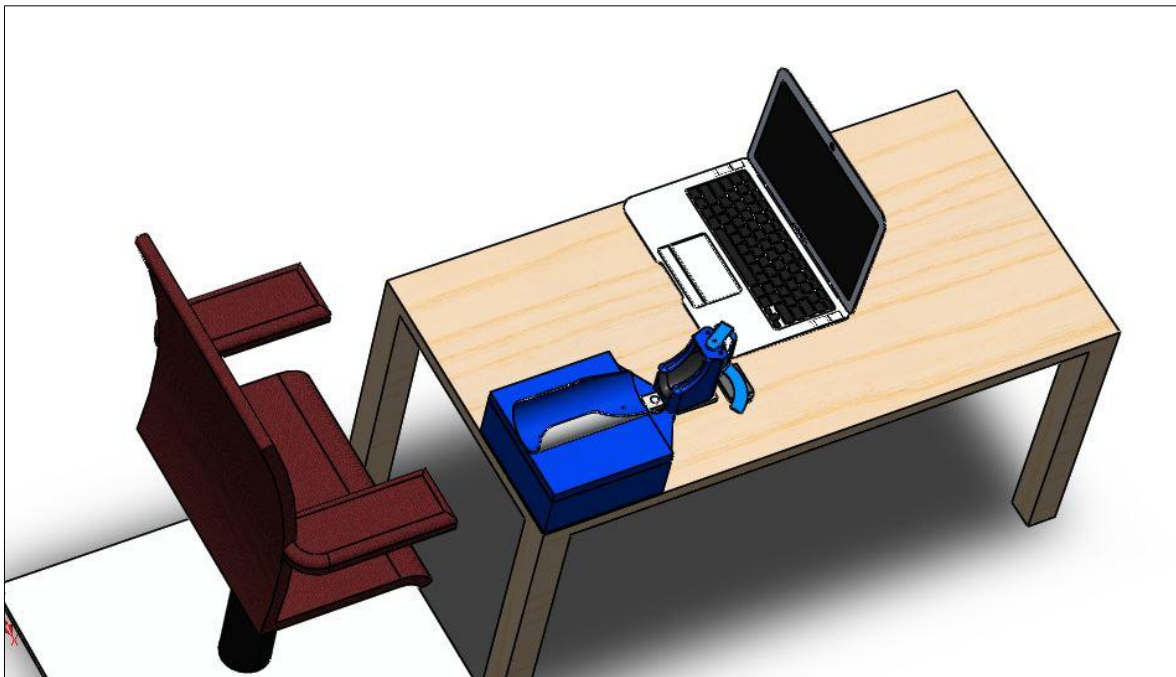
Figura 1. Posición de sentado

Tabla 1. Medidas antropométricas comunes para la posición de sentado.

medición	carta	Femenino 5-95% (in)	Masculino 5-95% (in)	Rango general 5-95% (in)
Altura sentado	A	31.3-35.8	33.6-38.3	31.3-38.3
Sentado altura de los ojos	B	42.6-48.8	46.3-52.6	42.6-52.6
Profundidad cintura	C	7.3-10.7	7.8-11.4	7.3-11.4
Holgura del musculo	D	21.0-24.5	23.0-26.8	21.0-26.8
Nalga a rodilla	E	21.3-25.2	22.4-26.3	21.3-26.3
Altura de rodilla	F	19.8-23.2	21.4-25.0	19.8-28.0
Largo/profundidad asiento	G	16.9-20.4	17.7-21.1	16.9-21.1
Altura poplíteica	H	15.0-18.1	16.7-19.9	15.0-19.9
Anchura del asiento	No se muestra	14.5-18.0	13.9-17.2	13.9-18.0

Espacio de trabajo.

Vista sin reenderizar.



Vista con renderizado.





Figura 2. Silla ergonómica

Tabla 2. Medidas específicas de diseño para sillas.

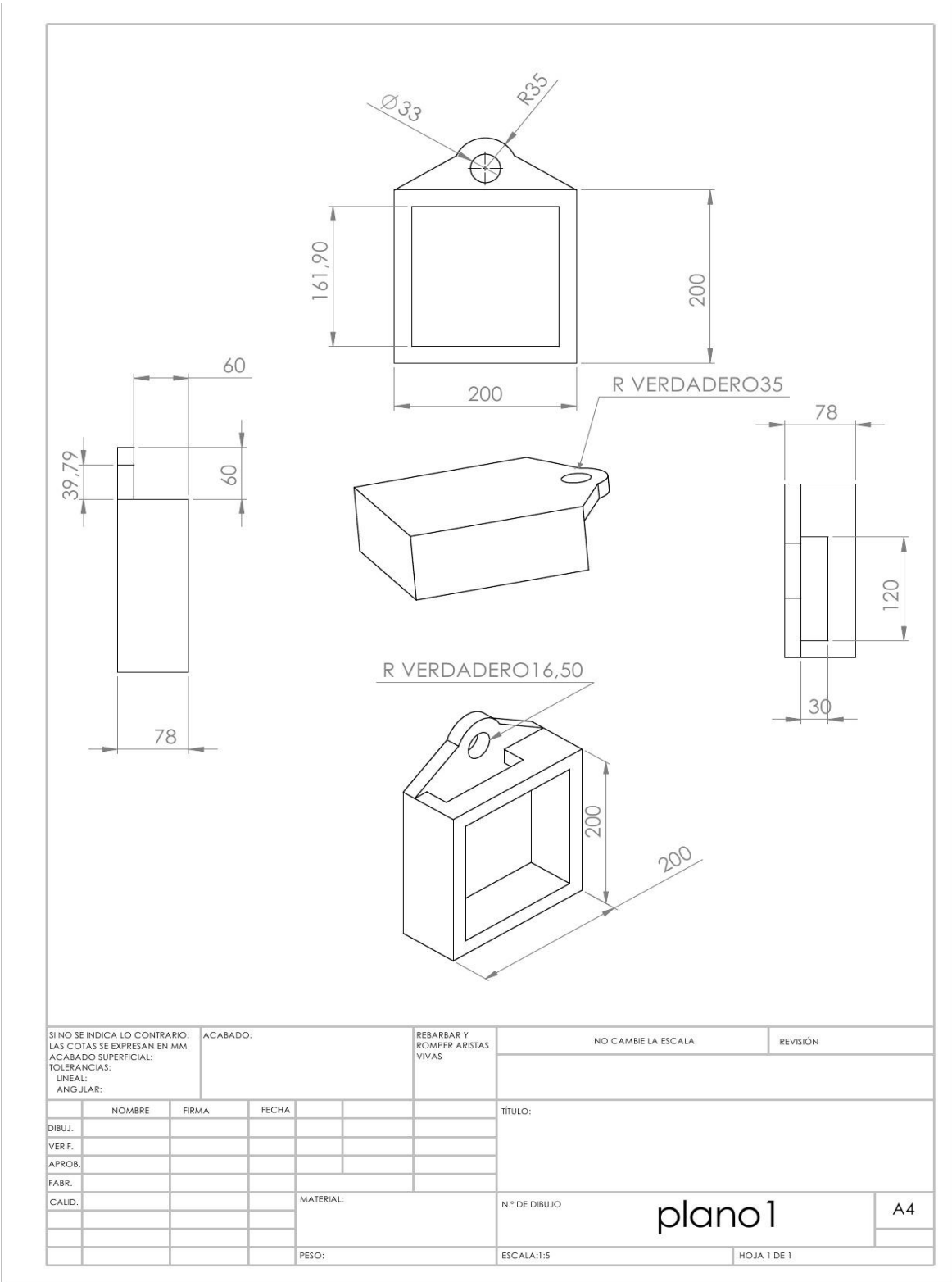
		especificaciones		
		mediciones	Pautas BIFMA	Allstell suma de la silla
Altura del asiento	A	Altura poplítea+ Asignación de zapatos	15.0-19.9	15.0-22.25
Profundidad del asiento	B	Nalga-poplíteo longitud- liquidación subsidio	Sin más profundo que 16.9	15.0-18.0
Anchura del asiento	C	Anchura de cadera, sentado+presentación para ropa	No menos de 18	18.0
Altura respaldo	D	nada	Al menos 12.2	24.0
Anchura respaldo	E	Anchura de cintura	14.2	16.0
Respaldo lumbar	F	nada	Lo más destacado punto 5.9, de asiento, dentro y fuera	Infinito a través de o atrás.
Altura apoyabrazos	G	Codo altura del respaldo	6.9-10.8	7.0-11.0
Apoyabrazos longitud	H	nada	7.9-9.8 ninguno	10.5
Distancia entre apoyabrazos	I	Codo altura del respaldo +prestación para ropa	18 (arreglado) 18 incluido (ajustable)	16.5-19.0



# ANEXO C

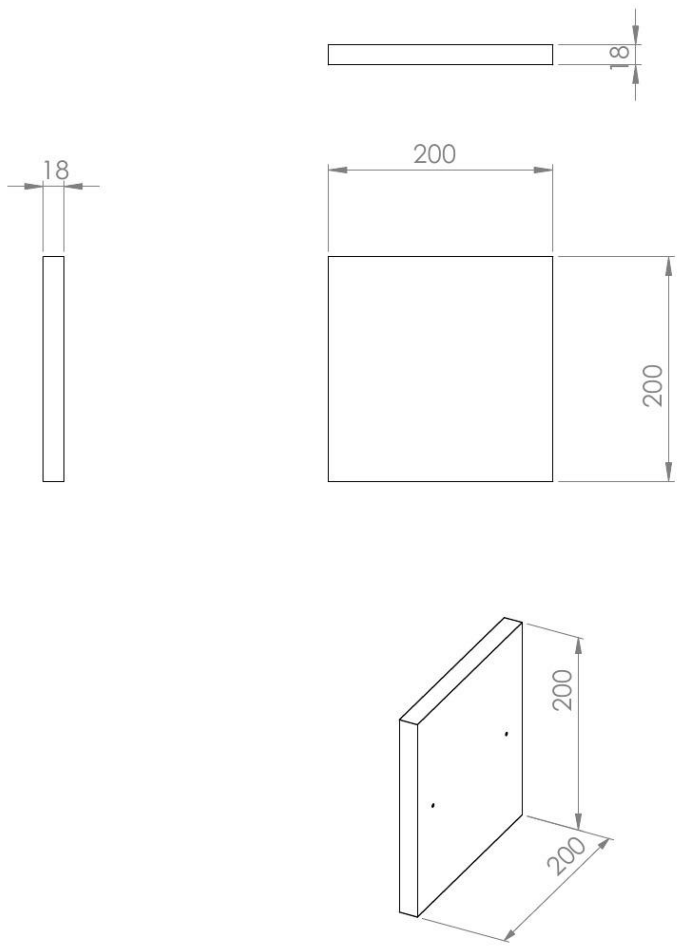
Planos de todas las piezas del dispositivo rehabilitador.

Plano 1.



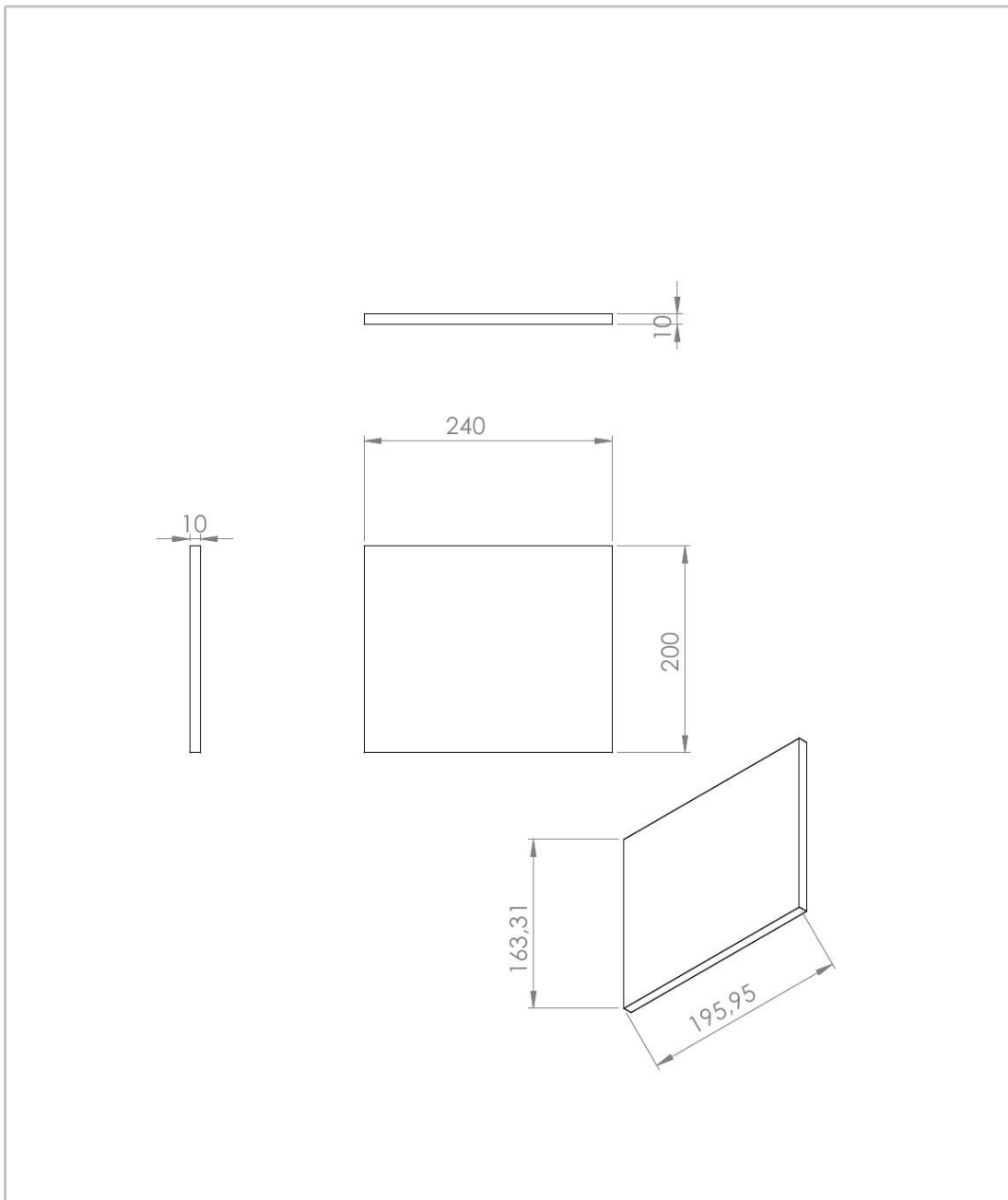
SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM. ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:		ACABADO:		REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS		NO CAMBIE LA ESCALA		REVISIÓN	
NOMBRE		FIRMA		FECHA		TÍTULO:			
DIBUJ.		VERIF.		APROB.		MATERIAL:			
FABR.		CALID.		PESO:		N.º DE DIBUJO		ESCALA:1:5	
						plano 1		A4	
						HOJA 1 DE 1			

# Plano 2



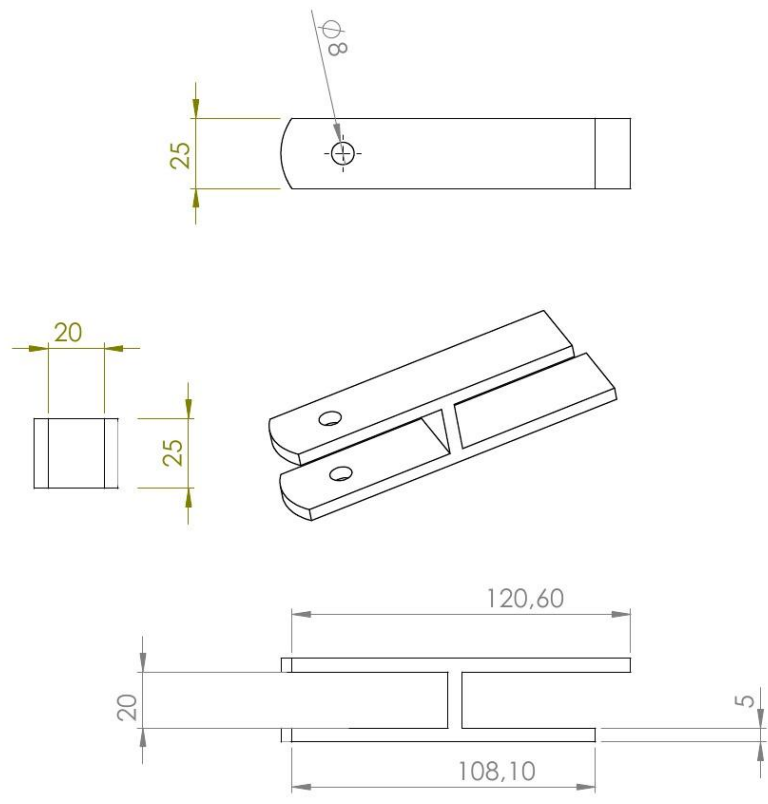
SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:				ACABADO:	REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS	NO CAMBIE LA ESCALA	REVISIÓN
				TÍTULO:			
DIBUJ.	NOMBRE	FIRMA	FECHA				
VERIF.							
APROB.							
FABR.							
CALID.				MATERIAL:	N.º DE DIBUJO		plano2
					ESCALA:1:5		A4
				PESO:	HOJA 1 DE 1		

# Plano 3



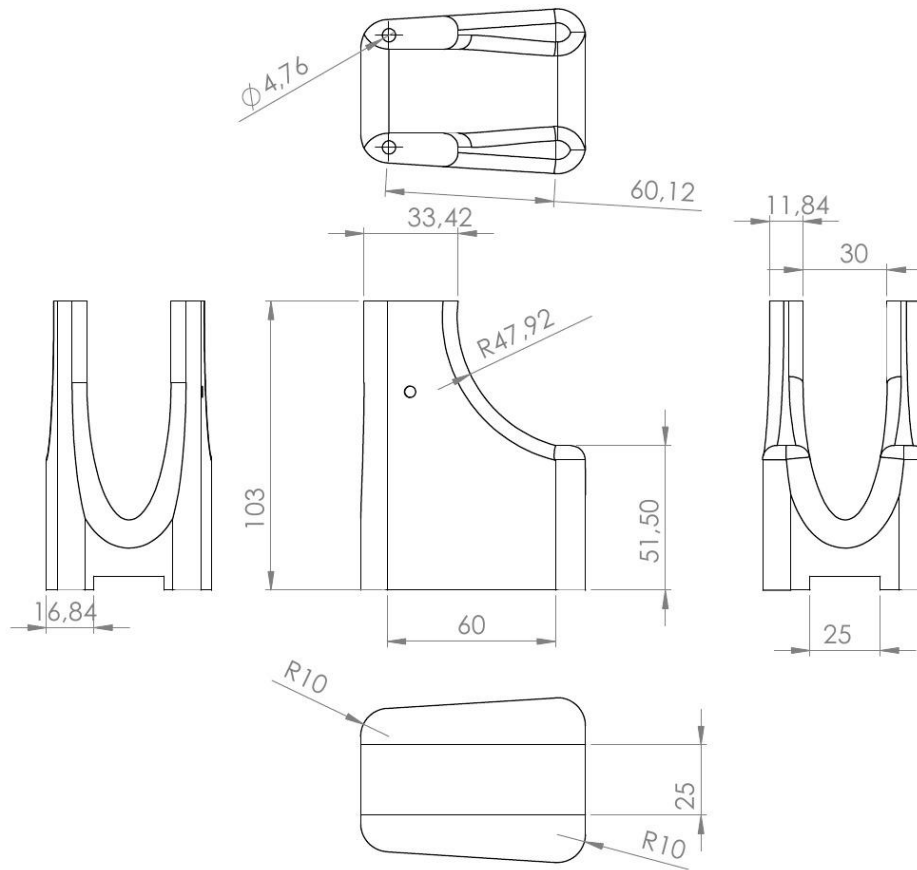
SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM. ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:		ACABADO:		REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS		NO CAMBIE LA ESCALA		REVISIÓN	
NOMBRE		FIRMA		FECHA		TÍTULO:			
DIBUJ.						<p style="text-align: center; font-size: 2em; font-weight: bold;">plano3</p>			
VERIF.									
APROB.									
FABR.									
CALID.				MATERIAL:		N.º DE DIBUJO		A4	
				PESO:		ESCALA:1:5		HOJA 1 DE 1	

# Plano 4



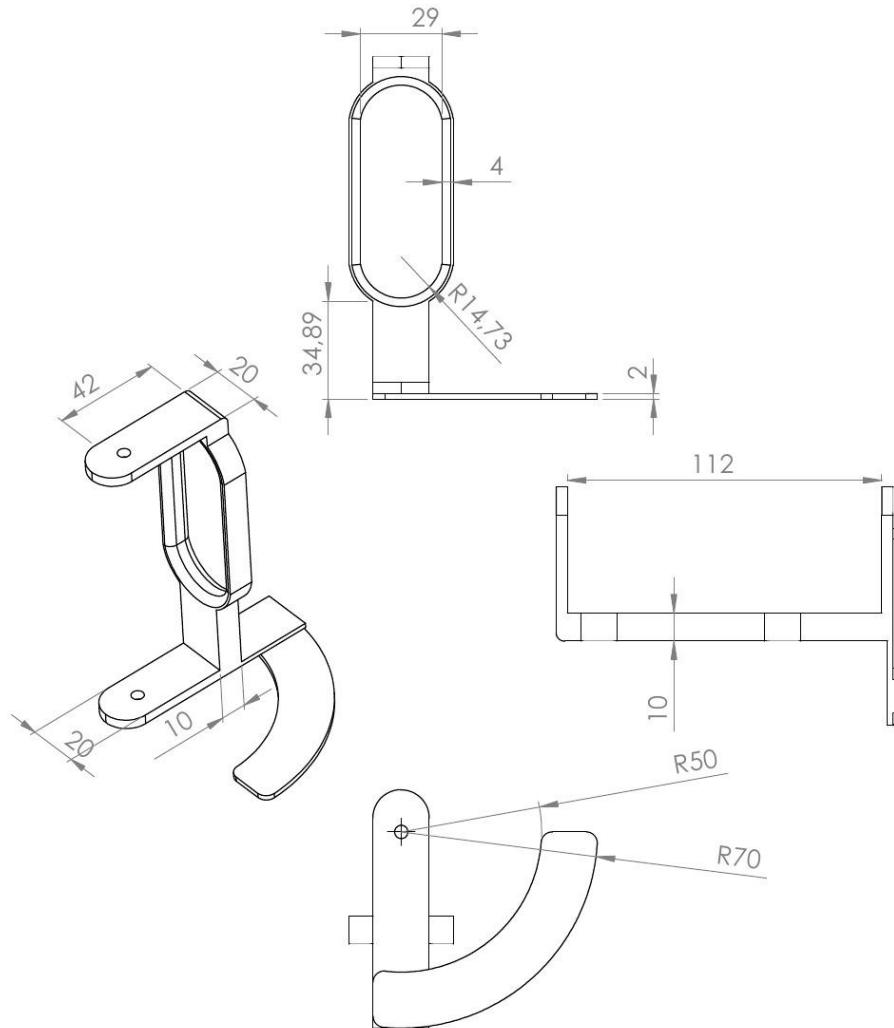
SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM. ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:				ACABADO:	REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS	NO CAMBIE LA ESCALA	REVISIÓN
						TÍTULO:	
DIBUJ.	NOMBRE	FIRMA	FECHA				
VERIF.							
APROB.							
FABR.							
CAUID.				MATERIAL:		N.º DE DIBUJO	plano4
						ESCALA:1:2	A4
				PESO:		HOJA 1 DE 1	

Plano 5



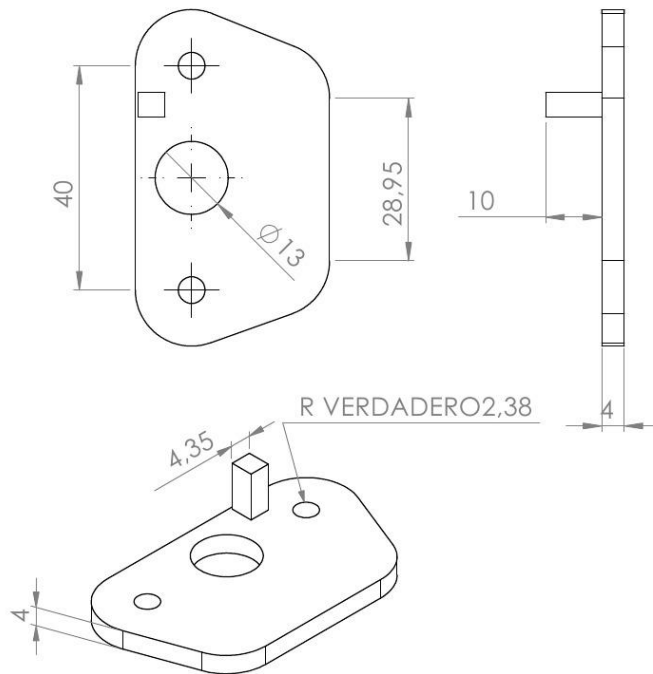
SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM. ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:				ACABADO:	REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS	NO CAMBIE LA ESCALA	REVISIÓN
						TÍTULO:	
DIBUJ.	NOMBRE	FIRMA	FECHA			N.º DE DIBUJO	
VERIF.						plano5	
APROB.							
FABR.						A4	
CALID.				MATERIAL:		ESCALA:1:2	
				PESO:		HOJA 1 DE 1	

# Plano 6



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM. ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:		ACABADO:	REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS	NO CAMBIE LA ESCALA	REVISIÓN
NOMBRE	FIRMA	FECHA		TÍTULO:	
DIBUJ.					
VERIF.					
APROB.					
FABR.					
CALID.			MATERIAL:	N.º DE DIBUJO	plano6
					A4
			PESO:	ESCALA:1:2	HOJA 1 DE 1

# Plano 7



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM. ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:		ACABADO:	REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS	NO CAMBIE LA ESCALA	REVISIÓN
NOMBRE		FIRMA	FECHA	TÍTULO:	
DIBUJ.					
VERIF.					
APROB.					
FABR.					
CAID.			MATERIAL:	N.º DE DIBUJO	plano7
					A4
			PESO:	ESCALA:1:1	HOJA 1 DE 1

Plano 8. Vista explosionada.

1. soporte de mano
2. rodamiento de perno
3. perno de soporte
4. manivela
5. posa mano
6. manivela
8. base de mouse
9. soporte superior posamano
10. rodamiento
11. posa dedos soporte
12. base del rehabilitador
13. base superior
14. base inferior
15. posa brazo
16. soporte para mouse
17. mouse

ESCALA 1 : 5

SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:		ACABADO:	REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS	NO CAMBIE LA ESCALA	REVISIÓN
DIBUJ.	NOMBRE	FIRMA	FECHA	TÍTULO:     N.º DE DIBUJO	
VERIF.					
APROB.					
FABR.					
CAUD.					
			MATERIAL:	<span style="font-size: 24px; font-weight: bold;">rehabilitador</span>	
			PESO:	ESCALA:1:20	HOJA 1 DE 1

rehabilitador
A4



## FUENTES DE INFORMACIÓN.

1. Miralles Morrero, R. C., & Puig Cunillera, M. (2000). Biomecánica clínica del aparato locomotor. Barcelona, Madrid, París, México, Montevideo, Caracas, Lima, Panamá: Masson.
2. Lizeth Muñoz Jashimoto, Enrique de la Vega Bustillos, Francisco Octavio López Millán, Bertha Alicia Ortiz Navar, Karla Lucero Duarte. (2009). XV CONGRESO INTERNACIONAL DE ERGONOMÍA SEMAC [documento online]. Fuerza máxima de agarre con mano dominante y no dominante. Recuperado el 22 agosto de 2014. Obtenido de: <http://www.semac.org.mx/archivos/congreso11/BIOM01.pdf>
3. Ávila Chaurand, R., Prado León, L., & González Muñoz, E. L. (2001). Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana. Guadalajara Jalisco. [Fecha de consulta: 25 de agosto del 2014].
4. Kapandji, A. (2006). Fisiología articular (6 ed.). Madrid: medica panamericana. Recuperado el 19 de 08 de 2014
5. Francisco, Aguilar Rebolledo. Plasticidad cerebral: antecedentes científicos y perspectivas de desarrollo. *Imbiomed-revistas médica*. [En línea]. Septiembre 1998, volumen 55, No. 9. [Fecha de consulta: 15 de agosto del 2014]. Disponible en: [http://www.imbiomed.com.mx/1/1/articulos.php?method=showDetail&id\\_articulo=10593&id\\_seccion=361&id\\_ejemplar=1096&id\\_revista=20](http://www.imbiomed.com.mx/1/1/articulos.php?method=showDetail&id_articulo=10593&id_seccion=361&id_ejemplar=1096&id_revista=20)
6. Plasticidad cerebral. Medigraphic. [13 de junio del 2002]. [fecha de consulta: 28 de agosto del 2014]. Disponible en: <http://www.medigraphic.com/pdfs/imss/im-2003/im031h.pdf>
7. Paul Bach y Rita. Congreso de la Sociedad Española de Rehabilitación y Medicina Física. [4 de mayo del 2000]. [fecha de consulta: 28 de agosto del 2014]. Disponible en: <http://zl.elsevier.es/es/revista/rehabilitacion-120/bases-cientificas-rehabilitacion-neurologica-tardia-10018270-special-articles-2000>
8. La Motivación del Paciente, Punto Clave en la Rehabilitación. FEDEMA (Federación de Asociaciones de Esclerosis Múltiple de Andalucía). [21 de septiembre del 2010]. [fecha de consulta: 26 de agosto del 2014]. Disponible en: <http://estaestuoobra.es/fedema/2010/09/21/la-motivacion-del-paciente-punto-clave-en-la-rehabilitacion/>
9. Revista de Biomecánica. Instituto de biomecánica de Valencia. [21 Junio del 2011]. [fecha de consulta: 26 de agosto del 2014]. Disponible en: <http://revista.ibv.org>
10. Gloreha (Hand Rehabilitation Glove). IDROGENET SRL. [4 de agosto del 2013]. [fecha de consulta: 28 de agosto del 2014]. Disponible en: [www.gloreha.com](http://www.gloreha.com)
11. J. M. Rodríguez Lelis, Arturo Abúndez P, Antonio Arellano C., Sergio Reyes G. Rehabilitación Motivacional Asistida por Computadora con Dos Grados

de Libertad para Personas con Hemiplejia. [16 de Marzo del 2009]. [fecha de consulta: 30 de agosto del 2014].

12. A three-dimensional anthropometric solid model of the hand based on landmark measurements. Ergonomics Program, Department of Bioengineering, University of California, Berkeley, CA, USA [4 de abril del 2008]. [fecha de consulta: 26 de agosto del 2014]. Disponible en: <http://www.informaworld.com>
13. Scott Openshaw, Erin Taylor. Ergonomics and Desig A Reference Guide. Allsteel Inc. [4 de abril del 2006]. [fecha de consulta: 28 de agosto del 2014]. Disponible en: [www.allsteeloffice.com/ergo](http://www.allsteeloffice.com/ergo)