



Instituto Politécnico Nacional

Centro de Investigación en Ciencia Aplicada y Tecnología

Avanzada

Unidad Querétaro

Posgrado en Tecnología Avanzada

**Desarrollo de interfaces gráfica de usuario, virtual y
mecánica para un dispositivo de asistencia para la
rehabilitación del brazo**

Tesis

que para obtener el grado de
Maestría en Tecnología Avanzada

Presenta

María Guadalupe Contreras Calderón

Director de Tesis

Dr. Eduardo Castillo Castañeda



Santiago de Querétaro, Querétaro. Enero 2019



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL SECRETARIA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

ACTA DE REGISTRO DE TEMA DE TESIS Y DESIGNACIÓN DE DIRECTOR DE TESIS

México, D.F. a 10 de diciembre del 2018

El Colegio de Profesores de Estudios de Posgrado e Investigación de CICATA-Qro. en su sesión ordinaria No. 181207 celebrada el día 7 del mes de diciembre conoció la solicitud presentada por el(la) alumno(a):

<u>Contreras</u>	<u>Calderón</u>	<u>María Guadalupe</u>
<small>Apellido paterno</small>	<small>Apellido materno</small>	<small>Nombre (s)</small>

Con registro:

A	1	7	0	9	0	3
---	---	---	---	---	---	---

Aspirante de: Maestría

1.- Se designa al aspirante el tema de tesis titulado:
Desarrollo de interfaces gráfica de usuario, virtual y mecánica para un dispositivo de asistencia para la rehabilitación del brazo.

De manera general el tema abarcará los siguientes aspectos:
Adaptación de un dispositivo con gabinete de control
Interfaz virtual
Interfaz de usuario
Dispositivo para pronosupinación

2.- Se designa como Director de Tesis al Profesor:
Dr. Eduardo Castillo Castañeda

3.- El trabajo de investigación base para el desarrollo de la tesis será elaborado por el alumno en:
CICATA-IPN-QRO
que cuenta con los recursos e infraestructura necesarios.

4.- El interesado deberá asistir a los seminarios desarrollados en el área de adscripción del trabajo desde la fecha en que se suscribe la presente hasta la aceptación de la tesis por la Comisión Revisora correspondiente:

Director(a) de Tesis

Eduardo Castillo Castañeda

Aspirante

María Guadalupe Contreras
Calderón

Presidente del Colegio

Dr. Alejandro Alfredo Lozano
Guzmán
DIRECCIÓN



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

SIP-14

ACTA DE REVISIÓN DE TESIS

En la Ciudad de Querétaro siendo las 12:00 horas del día 29 del mes de noviembre del 2018 se reunieron los miembros de la Comisión Revisora de la Tesis, designada por el Colegio de Profesores de Estudios de Posgrado e Investigación de CICATA-Qro. para examinar la tesis titulada:
Desarrollo de interfaces gráfica de usuario, virtual y mecánica para un dispositivo de asistencia para la rehabilitación del brazo

Presentada por el alumno:

Contreras Calderón María Guadalupe

Apellido paterno

Apellido materno

Nombre(s)

Con registro:

A	1	7	0	9	0	3
---	---	---	---	---	---	---

aspirante de:

Maestría en Tecnología Avanzada

Después de intercambiar opiniones, los miembros de la Comisión manifestaron **APROBAR LA TESIS**, en virtud de que satisface los requisitos señalados por las disposiciones reglamentarias vigentes.

LA COMISIÓN REVISORA

Director de tesis

 Dr. Eduardo Castillo Castañeda

 Dra. X. Yamile Sandoval Castro

 Dra. Ilse Cervantes Camacho

 Dr. Francisco Javier Ornelas Rodríguez

 Dr. Eduardo Morales Sánchez

PRESIDENTE DEL COLEGIO DE PROFESORES

 Dr. Alejandro Alfredo Lozano Guzmán
 DIRECCIÓN



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

CARTA CESION DE DERECHOS

En la Ciudad de Querétaro el día 30 del mes Noviembre del año 2018, la que suscribe María Guadalupe Contreras Calderón alumna del Programa de Maestría en Tecnología avanzada, con número de registro A170903, adscrita a CICATA – Unidad Querétaro, IPN, manifiesta que es autora intelectual del presente trabajo de Tesis bajo la dirección de Dr. Eduardo Castillo Castañeda y cede los derechos del trabajo titulado **Desarrollo de interfaces gráfica de usuario, virtual y mecánica para un dispositivo de asistencia para la rehabilitación del brazo**, al Instituto Politécnico Nacional para su difusión, con fines académicos y de investigación.

Los usuarios de la información no deben reproducir el contenido textual, gráficas o datos del trabajo sin el permiso expreso del autor y/o director del trabajo. Este puede ser obtenido escribiendo a la siguiente dirección CICATA- Unidad Querétaro, IPN, Cerro Blanco #141, Colinas del Cimatarío, C.P 76090, Querétaro, Qro., México. Si el permiso se otorga, el usuario deberá dar el agradecimiento correspondiente y citar la fuente del mismo.

Nombre y firma

“No tengas miedo al futuro, atrévete a soñar en grande”

-Papa Francisco

Dedicatoria

A Dios y a mi familia por ser guía en el camino
para llegar a este punto de mi carrera.

A mis amigos y QCNs.

Este trabajo ha sido posible gracias a su apoyo.

Agradecimientos

Agradezco a Dios porque ha estado conmigo a cada paso que doy, cuidándome y dándome fortaleza para continuar, siempre han sido sus fuerzas y no las mías.

Agradezco a mi familia por su apoyo incondicional, a mi Mami por ser ejemplo de esfuerzo y valentía, a mi Papá por su ejemplo, que me ayuda a ser mejor persona cada día, a mis hermanos Melissa y José Juan por compartir este camino, por ser mi apoyo incondicional y enseñarme a siempre reír, a mi sobrina Marcela por confiar en mí y llenar de alegría mi vida.

A mi asesor el Dr. Eduardo Castillo Castañeda por su apoyo incondicional, paciencia y amistad que me permitieron aprender más allá del proyecto.

Agradezco a los QCN y a mis amigos por ser mi pilar en esta aventura y darme su amor sincero e incondicional.

A todos ellos les expreso todo mi amor

A CONACYT por su apoyo económico durante la maestría.

Lupita Contreras

Índice general	
Índice de figuras	iv
Resumen	1
Abstract	2
Capítulo 1. Introducción	3
1.1 Justificación	5
1.1.1 Valor teórico y tecnológico	7
1.1.2 Visita al Centro de Rehabilitación Integral de Querétaro CRIQ.....	8
1.2 Objetivos	10
1.2.1 Objetivo General	10
1.2.2 Objetivos específicos.....	10
1.3 Metodología	10
Capítulo 2. Estado del arte	12
2.1 Ingeniería de rehabilitación	12
2.2 Exoesqueleto de brazo para rehabilitación del hombro	12
2.2 Sistema de rehabilitación para brazo Armeo®Spring	13
2.3 Interactive robotic therapist	14
2.4 InMotion ARM™	15
2.5 Sistema de realidad virtual para la evaluación	17
2.6 Sistemas y métodos para terapia adaptativa y rehabilitación en tiempo real	18
2.7 NURSE Mecanismo de asistencia portátil para ejercicios de brazo humano.	19
2.8 Pronosupinadores mecánicos	20
2.8.1 Pronos-supinador con flexo-extensor.....	20
2.8.1 Pronosupinadores mecánicos	21
2.9 Comparación de los dispositivos.	21

Capítulo 3. Marco teórico	24
3.1 Biomecánica de la extremidad superior	24
3.1.1 Hombro.....	24
3.1.2 Brazo	26
3.1.3 Antebrazo	27
3.1.4 El codo.....	29
3.2 Terapia física para rehabilitación del brazo	29
3.3 Ejercicios terapéuticos para la rehabilitación de la extremidad superior	30
3.4 Rehabilitación robótica	35
3.5 Rehabilitación con ambientes virtuales	35
Capítulo 4. Adaptación del mecanismo NURSE.....	37
4.1 NURSE.....	37
4.2 Elección de trayectorias a emular.	38
4.3 Cinemática Inversa del mecanismo	38
4.4 Simulación de trayectorias.....	40
4.5 Implementación del controlador	42
4.6 Componentes comerciales	43
4.6.1 Tarjeta de control de movimiento	43
4.6.2 Motores.....	46
4.6.3 Sensores.....	47
4.7 Construcción y prueba del controlador	49
4.8 Sintonización de los motores.....	50
4.9 Construcción del mecanismo	51
4.10 Sintonización y pruebas con el mecanismo	52
Capítulo 5. Interfaz mecánica: Pronosupinador	54

5.1 Requerimientos del efector final	54
5.2 Diseño conceptual	54
5.3 Control del motor	56
5.4 Diseño a detalle del Pronosupinador (PS)	58
5.5 Sensor óptico	60
5.5.1 Diseño y construcción del sensor óptico	60
5.6 Construcción e implementación del Pronosupinador en el efector final	62
Capítulo 6. Interfaces: Gráfica de usuario y virtual	64
6.1 Interfaz de usuario	64
6.1.1 Requerimientos.....	64
6.1.2 Programación.....	64
6.1.3 Integración del controlador	67
6.1.4 Sincronización de motores	69
6.1.5 Coordenadas angulares de los motores durante la trayectoria	70
6.2 Interfaz virtual	71
6.2.1 Requerimientos de la interfaz virtual	71
6.2.2 Diseño conceptual	72
Capítulo 7. Validación experimental	86
7.1 Prueba de movilidad y control del pronosupinador	86
7.2 Prueba del seguimiento de la trayectoria en la interfaz gráfica de usuario	87
7.3 Prueba de funcionalidad de la interfaz virtual	88
Conclusiones	91
Referencias	92
Anexos	96

Índice de figuras

FIGURA 1.1 ACCIDENTES DE TRABAJO POR REGIÓN ANATÓMICA	6
FIGURA 1.2 INCAPACIDADES PERMANENTES POR RIESGOS DE TRABAJO SEGÚN LA NATURALEZA DE LESIÓN.....	6
FIGURA 1.3 PUBLICACIÓN DE PATENTES RELACIONADAS CON DISPOSITIVOS DE REHABILITACIÓN.....	8
FIGURA 1.4 METODOLOGÍA.....	11
FIGURA 2.1 EXOESQUELETO DE BRAZO PARA REHABILITACIÓN DEL HOMBRO	13
FIGURA 2.2 SISTEMA DE REHABILITACIÓN PARA BRAZO ARMEO®SPRING FUENTE: CATÁLOGO DE HOCOMA	14
FIGURA 2.3 INTERACTIVE ROBOTIC THERAPIST FUENTE: PATENTE NO. 5466213 US.....	15
FIGURA 2.4 INMOTION ARM FUENTE: CATÁLOGO DE BIONIK LABORATORIOS	16
FIGURA 2.5 JUEGOS DEL INMOTION ARM	17
FIGURA 2.6 REALIDAD VIRTUAL PARA REHABILITACIÓN PATENTE 2397031.....	18
FIGURA 2.7 SISTEMAS Y MÉTODOS PARA TERAPIA ADAPTATIVA Y REHABILITACIÓN EN TIEMPO REAL.....	19
FIGURA 2.8 NURSE MECANISMO DE ASISTENCIA PORTÁTIL PARA EJERCICIOS DE BRAZO HUMANO.	19
FIGURA 2.9 PRONO-SUPINADOR CON FLEXO-EXTENSOR FUENTE: CATALOGO INTERFÍSICA	20
FIGURA 2.10 PRONOSUPINADORES MECÁNICOS	21
FIGURA 3.1 REGIONES Y HUESOS DEL MIEMBRO SUPERIOR.	24
FIGURA 3.2 HOMBRO	25
FIGURA 3.3 PLANOS DE MOVIMIENTO DEL CUERPO HUMANO	25
FIGURA 3.4 MÚSCULOS DEL HOMBRO Y BRAZO.....	26
FIGURA 3.5 FISIOLÓGÍA DEL BRAZO	27
FIGURA 3.6 FISIOLÓGÍA DEL ANTEBRAZO.....	28
FIGURA 3.7 ANATOMÍA DEL CODO	29
FIGURA 3.8 A) ADUCCIÓN CON EXTENSIÓN B) ADUCCIÓN CON FLEXIÓN.....	31
FIGURA 3.9 FLEXIÓN HORIZONTAL DE HOMBRO	31
FIGURA 3.10 FLEXIÓN DEL CODO	32
FIGURA 3.11 A) POSICIÓN INTERMEDIA B) SUPINACIÓN C) PRONACIÓN	33
FIGURA 3.12 ROTACIÓN DEL ANTEBRAZO EN SU EJE LONGITUDINAL.....	33
FIGURA 3.13 COMBINACIÓN DE LA FLEXOEXTENSIÓN CON PRONOSUPINACIÓN.....	34
FIGURA 3.14 PATINETA EJERCITADORA DE EXTREMIDAD SUPERIOR.....	34
FIGURA 3.15 PRONOSUPINADORES MECÁNICOS	34
FIGURA 4. 1 DISPOSITIVO PARA LA ASISTENCIA PARA LA REHABILITACIÓN DEL BRAZO NURSE	37
FIGURA 4. 2 TRAYECTORIAS DEL PUÑO COMUNES PARA EJERCICIOS DE REHABILITACIÓN	38
FIGURA 4. 3 PRONOSUPINACIÓN.....	38
FIGURA 4. 4 MECANISMO DE CINCO BARRAS.....	39
FIGURA 4. 5 SIMULACIÓN DE LAS TRAYECTORIAS	41

FIGURA 4. 6 TRAYECTORIA EFECTOR FINAL	41
FIGURA 4. 7 DIAGRAMA DE CONTROL PID PARA EL MECANISMO	42
FIGURA 4. 8 TARJETA DE CONTROL DE POSICIÓN PIC-SERVO SC.....	43
FIGURA 4. 9 TARJETA DE INTERFAZ DE COMUNICACIÓN SSA-485.....	44
FIGURA 4. 10 CONFIGURACIÓN DE LAS TARJETAS PARA CONTROLAR VARIOS MOTORES	45
FIGURA 4. 11 PINES DE SALIDA DE CONEXIÓN DE LA TARJETA PIC-SERVO (KERR, 2018).....	45
FIGURA 4. 12 TORQUES PARA LOS MOTORES	46
FIGURA 4. 13 MOTORES MAXON 438494	47
FIGURA 4. 14 ENCODER INCREMENTAL ATM 102.....	47
FIGURA 4. 15 COMBINACIONES PARA LA RESOLUCIÓN	48
FIGURA 4. 16 CONFIGURACIÓN DE LOS PINES	48
FIGURA 4. 17 DIAGRAMA DE CONEXIÓN DEL DB15	49
FIGURA 4. 18 GABINETE DE CONTROL	50
FIGURA 4. 19 RESPUESTA DEL MOTOR M1	50
FIGURA 4. 20 ERROR EN ESTADO ESTABLE EN LA POSICIÓN DEL MOTOR	51
FIGURA 4. 21 MECANISMO NURSE PARA PRUEBAS	52
FIGURA 4. 22 RESPUESTA DEL MOTOR M1	53
FIGURA 5. 1 DISEÑO DE PRONOSUPINADOR	54
FIGURA 5. 2 POSICIONES DE LA PRONOSUPINACIÓN: A) SUPINACIÓN B) PRONACIÓN C) INTERMEDIA.....	55
FIGURA 5. 3 MOTOR DE CORRIENTE DIRECTA.....	56
FIGURA 5. 4 DIAGRAMA DE CONEXIÓN DEL DB15	57
FIGURA 5. 5 CURVA DE RESPUESTA DEL MOTOR DEL PRONOSUPINADOR.....	58
FIGURA 5. 6 SOPORTE DE ANTEBRAZO.....	58
FIGURA 5. 7 CILINDRO CON CREMALLERA.....	59
FIGURA 5. 8 PIÑÓN QUE SE COLOCA EN LA FLECHA DEL MOTOR QUE PERMITE LA TRANSMISIÓN DEL MOVIMIENTO AL CILINDRO.....	59
FIGURA 5. 9 CARCASA DEL SENSOR ÓPTICO	60
FIGURA 5. 10 SENSOR ÓPTICO	60
FIGURA 5. 11 DISEÑO FINAL.....	61
FIGURA 5. 12 SENSOR ÓPTICO Y RODAMIENTO	62
FIGURA 5. 13 IMPLEMENTACIÓN DEL PS	62
FIGURA 5. 14 INTEGRACIÓN DEL PRONOSUPINADOR.....	63
FIGURA 6. 1 INTERFAZ DE USUARIO.....	65
FIGURA 6. 2 VENTANA DE REGISTRO	66

FIGURA 6. 3 A) SECUENCIA DEL PROGRAMA B) CINEMÁTICA INVERSA C) ENVÍO DE INSTRUCCIONES A LOS MOTORES	68
FIGURA 6. 4 COORDENADAS ANGULARES PARA EL CÍRCULO	70
FIGURA 6. 5 COORDENADAS ANGULARES PARA LA FIGURA 8	70
FIGURA 6. 6 COORDENADAS ANGULARES PARA LA LÍNEA	71
FIGURA 6. 7 SENSOR ÓPTICO ADAPTADO AL EFECTOR FINAL	73
FIGURA 6. 8 MENÚ PRINCIPAL	73
FIGURA 6. 9 DIAGRAMA DE FLUJO PANTALLA PRINCIPAL	74
FIGURA 6. 10 MENÚ DE JUEGOS	74
FIGURA 6. 11 DIAGRAMA DE FLUJO MENÚ DE JUEGOS	75
FIGURA 6.12 MENÚ PRINCIPAL DEL MEMORAMA.....	75
FIGURA 6.13 MEMORAMA.....	76
FIGURA 6.14RETROALIMENTACIÓN	76
FIGURA 6. 15 DIAGRAMA DE FLUJO DEL MEMORAMA.....	77
FIGURA 6. 16 MENÚ PRINCIPAL AIR HOCKEY	77
FIGURA 6. 17 AIR HOCKEY	78
FIGURA 6. 18 RESULTADO DEL PARTIDO	78
FIGURA 6. 19 DIAGRAMA DE FLUJO DEL HOCKEY	79
FIGURA 6. 20 MENÚ PRINCIPAL DEL JUEGO	79
FIGURA 6. 21 PRIMER NIVEL DEL LABERINTO.....	80
FIGURA 6. 22 SEGUNDO NIVEL DEL LABERINTO.....	80
FIGURA 6. 23 PANTALLA FINAL.....	80
FIGURA 6. 24DIAGRAMA DE FLUJO DEL LABERINTO.....	81
FIGURA 6. 25 MENÚ PRINCIPAL DE TOPOS	82
FIGURA 6. 26 A) JUEGO DE TOPOS B) PANTALLA DE RETROALIMENTACIÓN.....	82
FIGURA 6. 27 DIAGRAMA DE FLUJO DEL JUEGO DE TOPOS	83
FIGURA 6. 28 PANTALLA DE INICIO DE “COCINANDO PIZZAS”	84
FIGURA 6. 29 A) TRAYECTORIAS COMBINADAS CON LA PRONOSUPINACIÓN B) COLOCACIÓN DE INGREDIENTES	84
FIGURA 6. 30 DIAGRAMA DE FLUJO JUEGO DE PIZZAS	85
FIGURA 7. 1 MOVIMIENTO DE 90° DEL CILINDRO.....	86
FIGURA 7. 2 MOVIMIENTO A 85° DEL CILINDRO	87
FIGURA 7. 3 TRAYECTORIA DEL EFECTOR FINAL	87
FIGURA 7. 4 PRUEBAS DE LA INTERFAZ	88

RESUMEN

Recientemente, en el CICATA Unidad Querétaro del IPN, se desarrolló un dispositivo de asistencia para la rehabilitación del brazo denominado NURSE que permite realizar los ejercicios más comunes para la rehabilitación. A través de charlas con los especialistas del Centro de Rehabilitación Integral de Querétaro (CRIQ), se recibieron comentarios para mejorar el dispositivo NURSE, entre los cuales surgió la necesidad de incluir interfaces de usuario y virtual además del movimiento de pronosupinación. De esta manera, la presente tesis comprende: la integración de un gabinete de control para motores de cd diferentes a los que originalmente tenía el dispositivo NURSE, el desarrollo de una interfaz de usuario para que el terapeuta pueda operar el mecanismo, una interfaz virtual que ayude al paciente a realizar tareas de rehabilitación con juegos dinámicos con la interacción del mecanismo y un monitor, así como un efector final que permita realizar los movimientos de pronación y supinación.

Como resultado se diseñó y programó en visual Studio en lenguaje C++ una interfaz de usuario para el terapeuta, intuitiva y con el control de la trayectoria para el dispositivo; se diseñó y programó en Unity en lenguaje C# una interfaz virtual compuesta por cinco juegos que permiten la realización de terapias activas para mejorar la precisión y la capacidad motora para el hombro, el codo en combinación con la pronosupinación; se diseñó y construyó un efector final para el dispositivo NURSE que permite el ejercicio de pronosupinación integrando un sensor óptico que permite conocer la posición del efector final en el plano, así como un encoder que permite conocer el ángulo de la pronosupinación.

ABSTRACT

Physical rehabilitation is a medical tool for the people retraining affected by injuries that result in a malfunction of voluntary motor control. Recently, great aspects impact have emerged in rehabilitation robotics and virtual reality terms, associated with the patients physical rehabilitation, proving to be effective tools for therapist and diagnostic help. In Mexico, 44,146 upper limb accidents were registered in the IMSS in 2015, leaving approximately 9,518 people in temporary disability. The IPN developed an assistance device for the arm rehabilitation (NURSE) that allows performing the most common exercises for rehabilitation, this device is presented to the Comprehensive Rehabilitation Center of Querétaro (CRIQ) specialists, to receive timely improvements, which arises the need for user and virtual interfaces. One fundamental exercise for the upper extremity rehabilitation is pronosupination and the device is not capable of performing this exercise. The present project includes the development a user interface for the therapist to operate the mechanism, a virtual interface that helps the patient to perform rehabilitation tasks with dynamic games with the mechanism and a monitor interaction, as well as an effector end that allows to perform the pronation and supination movements.

As a result, a user interface was obtained for the therapist, intuitive and with trajectory control for the device, a virtual interface with games that allow the development of active exercises and a final effector that allows the pronosupination exercise with an optical sensor that allows knowing the end effector position in the plane, as well as an encoder that allows knowing the position in the pronosupination

Capítulo 1. Introducción

Tener una discapacidad física es tener la dificultad para desarrollar tareas cotidianas que, al resto de las personas, no les resultan complicadas. Esta puede ser temporal o permanente (RAE, 2001) y puede ser causada por una enfermedad o por una lesión.

Existen muchas enfermedades y traumas físicos que dejan deficiencias motoras en la extremidad superior de las personas, éstas pueden ser causadas por enfermedades propias del músculo atrofiado o por enfermedades del sistema nervioso. Estas patologías afectan la condición normal de las articulaciones, en consecuencia, restringen o inhiben su movimiento adecuado. A la pérdida de movimiento o disminución de la motricidad se le conoce como parálisis, si es parcial se habla de paresia, con el fin de mejorar esta situación se realizan diferentes tratamientos al miembro afectado del paciente (NIH, 2013).

Algunas de las lesiones que alteran las articulaciones que causan deficiencia motora, (Quesnot A, 2010) son las siguientes:

- * Fracturas
- * Luxaciones
- * Omartrosis
- * Capsulitis
- * Esguince
- * Artrosis

Algunas de las patologías del sistema nervioso que también dejan secuelas motoras son:

- * Neuropatía
- * Accidente cerebro vascular (ACV)
- * Lesión de médula espinal
- * Botulismo

Estos padecimientos afectan a la población mundial y el número de personas afectadas va en aumento, de acuerdo con la organización mundial de la salud (OMS) en un reporte global de fallecimientos, el ACV es la segunda causa de muerte a nivel mundial, esto es aproximadamente 5.5 millones de muertes. Además, la persona sobreviviente a un ACV se convierte en una persona discapacitada, esto tiene un impacto emocional y socio económico en los pacientes, en las familias y en los servicios de salud.

Toda persona aprecia la habilidad para valerse por sí mismos en la vida diaria. La terapia física es la indicada para solucionar problemas asociados a desórdenes en el movimiento,

provocados por lesiones, enfermedades u otras condiciones de salud que interfieren en la habilidad para desarrollar actividades que son necesarias e importantes para las personas.

La terapia física tiene gran cantidad de beneficios para aquellos que se encuentran en proceso de recuperación de una lesión o enfermedad. Sirve también para los que necesitan asistencia adicional con respecto a la movilidad de los miembros afectados e incluso en caso de padecer alguna discapacidad.

Otro beneficio se encamina al mejor desarrollo de los niños, ya que recibir un tratamiento de fisioterapia a temprana edad mejora el tono muscular y corrige los problemas físicos que pudieran estar presentes. En los adultos, ayuda cuando se están recuperando de alguna lesión, ya sea de tensión muscular o deportiva, así como lo relacionado con dificultades físicas, entre los que se pueden destacar los problemas de estrés repetitivo. La terapia física puede devolver la movilidad, la libertad y la independencia, hay una diferencia importante en la vida de las personas que toman esto como una opción (Arroyo, 2018).

El tratamiento para recuperar la movilidad en los miembros afectados requiere personal capacitado principalmente en terapias de rehabilitación física como fisioterapeutas, la mayor parte de los protocolos existentes para rehabilitar la extremidad superior incluyen una serie de ejercicios repetitivos que el paciente debe realizar, enfocados a recuperar la movilidad o rango de movimiento de una o varias articulaciones, así como a recuperar la fuerza en la extremidad. Sin embargo, no existe un documento definitivo u opinión homogénea entre los médicos que especifique la combinación de ejercicios, el número de ejercicios a realizar, las repeticiones o la cantidad de sesiones necesarias para la recuperación (García MTF, 2014).

La rehabilitación puede ser de tipo pasiva o activa, la primera se requiere a la realización de movimientos en el brazo del paciente con ayuda del fisioterapeuta, es decir el médico mueve el brazo del paciente. La rehabilitación activa por otro lado se refiere a la fase en donde el paciente ya es capaz de mover la extremidad y puede realizar los ejercicios con su propia fuerza.

Por lo anterior el problema a resolver en esta tesis es que el dispositivo no cuenta con interfaces para que el terapeuta lo utilice, además no realiza el ejercicio de pronosupinación, por lo que se propone diseñar e implementar interfaces de usuario y virtual, así como un dispositivo para la pronosupinación en el efector final del dispositivo NURSE, para mejorar las condiciones de las terapias.

Dispositivo NURSE

NURSE es un mecanismo desarrollado por CICATA- IPN, con dos grados de libertad. Realiza ejercicios para la rehabilitación en el plano horizontal que gracias a su estructura asiste al brazo derecho e izquierdo. Además, es un mecanismo portable capaz de desarrollar ejercicios de rehabilitación como la flexoextensión y aducción entre otros. Su propósito es guiar al brazo (izquierdo o derecho) a emular ejercicios de las terapias de rehabilitación.

Este mecanismo está compuesto por un mecanismo de cinco barras, con dos grados de libertad y un mecanismo pantógrafo para amplificar el movimiento (Chaparro-Rico, 2018).

1.1 Justificación

Las terapias de ejercicios son realizadas de forma manual por el fisioterapeuta o utilizando algunos dispositivos mecánicos como ligas, pesas, mesas de deslizamiento volantes, patinetas, etc. sin embargo, en ambos casos el movimiento o fuerza es proporcionado por el propio especialista. Por este motivo, existe la necesidad de contar con herramientas avanzadas, que apoyen a los fisioterapeutas en la realización de la terapia de manera automática, controlada y sistemática.

Cualquier persona en esta situación se ve afectada teniendo que enfrentarse a una doble tarea: 1) Al impacto emocional, que permite la aceptación y adaptarse a la situación, y 2) Adaptarse a un nuevo a un nuevo estilo de vida distinto al que estaba acostumbrado. Las reacciones emocionales en estas situaciones de amenaza son normales y no se consideran patológicas salvo que su duración, intensidad o frecuencia, sean excesivas e interfieran en el funcionamiento de la persona. Estas situaciones no se pueden evitar, pero si se pueden hacer menos duraderas, ya que en esas circunstancias las personas quieren salir lo más pronto posible.

En México, en el año 2015, se registraron 425 mil 063 accidentes en el trabajo de los cuales 6 mil 620 fueron declarados con incapacidad. Basado en una investigación realizada por el Instituto Mexicano del Seguro que considera los accidentes de trabajo atendidos por ellos, en el año 2015 ocurrieron 425 mil 063 accidentes en el trabajo, de los cuales el 83.4% afectaron seis regiones anatómicas, del que 10.15 % corresponde a lesiones del miembro superior, lo que en cifras es un total de 43mil 146 (Fig.1.1).

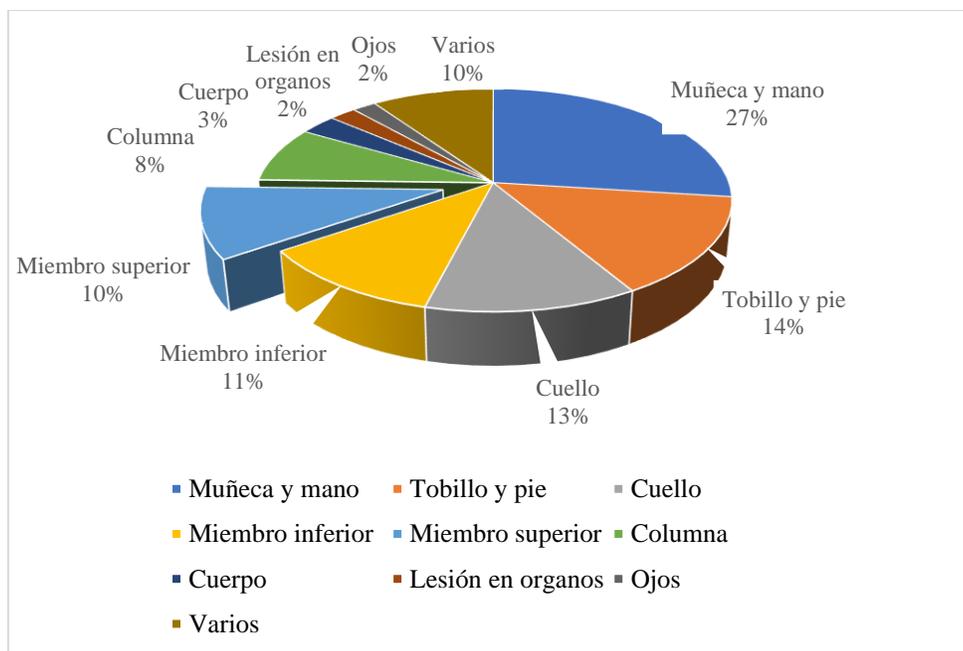


Figura 1.1 Accidentes de trabajo por región anatómica

Conforme a la naturaleza de la lesión, el 22 % de las incapacidades permanentes se derivaron de fractura del antebrazo (10%), herida de brazo (7%) y fractura del hombro y del brazo (5%), que son 4 mil 014 personas afectadas (Fig. 1.2) (STPS, 2015).

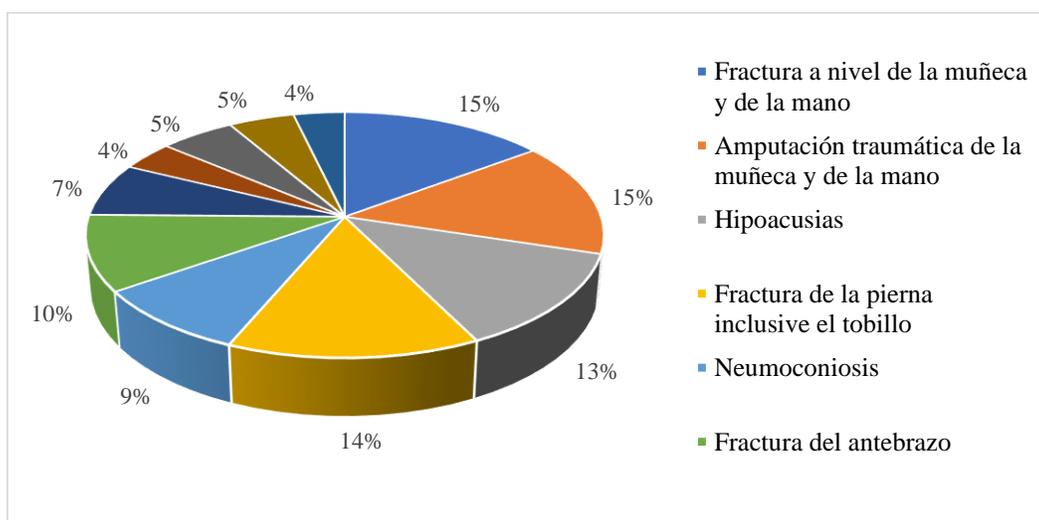


Figura 1.2 Incapacidades permanentes por riesgos de trabajo según la naturaleza de lesión

Otra de las lesiones más comunes que son atendidas por el IMSS, es la tendinitis, puede ser de la mano del hombro o del bíceps, los casos reportados son entre 1 y 5% debido a que son las que ocasionan incapacidad. Según el IMSS atiende tres mil casos de tendinitis al año. Una fractura o lesión de las mencionadas, relacionada con la severidad y tipo de fractura tarda entre 8-10 semanas en sanar un aproximado de 2.5 meses, si se requirió cirugía entonces el tiempo de incapacidad es de 3 a 4 meses en promedio. Mientras que la tendinitis necesita de 4 semanas sólo para que se recupere el tendón, el tiempo promedio para la rehabilitación es de 8 semanas, por lo que la incapacidad es de 3 meses (Loeza-Magaña, 2015). La incapacidad permanente se da cuando un trabajador padece enfermedades o lesiones de considerable gravedad, que a pesar de haber sido tratadas o estar siendo tratadas, no mejoran, y limitan al trabajador, ya sea total o parcialmente, para el desempeño de su trabajo, incluso en ocasiones para el desarrollo de cualquier tipo de trabajo, disminuyendo ostensiblemente su capacidad laboral o anulándola por completo. El IMSS paga a los afectados el 50% de su salario durante los días que están de incapacidad, lo que representa un gasto para el instituto, considerando las 7 014 personas afectadas sólo con las lesiones producidas por el trabajo y la tendinitis en diferentes puntos del brazo, y tomando en cuenta en promedio de 3 meses de incapacidad, y considerando el salario mínimo de \$5 000 pesos mensuales (50% del salario), el IMSS tiene un gasto de \$105 210 000 pesos anuales. Se ha demostrado que, con el uso de dispositivos automatizados para la rehabilitación, el tiempo de recuperación se reduce en un mes. Por lo que si el IMSS practica este tipo de terapia se estará reduciendo su gasto anual a \$70 140 000 pesos, es decir, se podrá ahorrar \$35 070 000 pesos, además de que el paciente regresará a sus actividades ordinarias con anticipación generando bienestar y estabilidad económica en un periodo más corto.

Actualmente, la mayoría de las clínicas de rehabilitación realizan las terapias de manera manual, es decir, con la participación del fisioterapeuta; un dispositivo robótico, reduce el tiempo de recuperación, y hace la atención más rápida para los pacientes reduciendo tiempos de espera.

1.1.1 Valor teórico y tecnológico

La medicina representa un área de gran aplicación para los sistemas de control debido a la interacción dada en la actualidad entre dispositivos robóticos y el ser humano. Los robots médicos asocian fundamentalmente información de acción física que permita el mejoramiento

significativo de la habilidad humana para desempeñar tareas importantes, como en intervenciones quirúrgicas, terapias de rehabilitación o simplemente ayudar a personas con discapacidad en las tareas de la vida diaria. Las aplicaciones de la robótica en áreas de salud, es una línea de investigación que se debe fomentar; según el Instituto Nacional de Rehabilitación (INR), el trauma músculo esquelético es una prioridad que debe ser atendida a través de: la investigación de distrofias musculares, el análisis de movimiento, diseño y producción de órtesis, prótesis y ayudas técnicas para disminuir la discapacidad de individuos por esta condición y satisfacer la alta demanda de rehabilitación (Ibarra, 2015).

El registro o publicación de patentes de dispositivos para rehabilitación posee una tendencia en aumento (Fig.1.3) según los datos de *Google patents* (Patents, 2017).

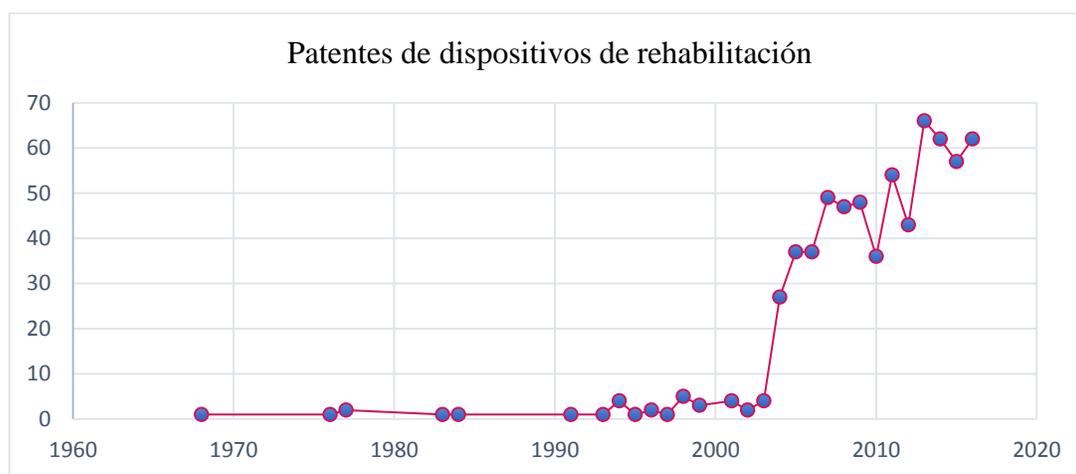


Figura 1.3 Publicación de patentes relacionadas con dispositivos de rehabilitación

Del número presentado en la Figura 1.3 sólo 25 corresponden a dispositivos de rehabilitación del miembro superior. Por lo que esta investigación contribuirá de manera significativa en la aplicación de robots en la medicina, con enfoque hacia rehabilitación.

1.1.2 Visita al Centro de Rehabilitación Integral de Querétaro CRIQ

Es importante la opinión de los expertos en rehabilitación para el desarrollo de un dispositivo como el del presente trabajo, por lo que se concertó una cita con el CRIQ para presentarles el mecanismo de asistencia para rehabilitación del brazo NURSE, y recibir orientación, oportunidades de mejora y retroalimentación. Se permitió el paso a las

instalaciones para observar la forma en que se realizan las terapias activas actualmente (Fig. 4.2).



Figura 4.2 Rehabilitación tradicional

Los pacientes realizan las terapias sin mucha supervisión debido a la carga de trabajo de los terapeutas, o los familiares ayudan con la ejecución de los ejercicios, lo cual puede afectar en el correcto avance de la rehabilitación, además los aparatos utilizados para los ejercicios se salen del área de trabajo de la terapia. A partir de este acercamiento con el CRIQ surgen oportunidades de mejora, así como nuevas ideas para el dispositivo. Por lo que se propone lo siguiente para resolver sus necesidades:

Interfaz gráfica de usuario. Es importante que el dispositivo tenga una interfaz de control del dispositivo, que sea amigable e intuitiva para los terapeutas, que cuente con características tales como: elección de paciente, elección de la trayectoria, velocidad del movimiento, elección de sección de trayectorias que se va a realizar, elección del brazo que presenta la lesión derecho o izquierdo, paro de emergencia del programa, así como el número de repeticiones.

Interfaz virtual. Una interfaz virtual como se menciona con anterioridad puede ser 2D o 3D. Este tipo de interfaz con el dispositivo es importante para los especialistas, puesto que el paciente realiza su terapia mientras está jugado.

Ejercicio de pronosupinación. Los terapeutas del CRIQ mencionan el ejercicio de pronosupinación como un ejercicio importante para la rehabilitación. Algunos dispositivos comerciales permiten este movimiento, pero, los especialistas hacen hincapié en la importancia de combinar las trayectorias más comunes con este ejercicio para realizar terapias óptimas.

Con base a los tres principales requerimientos se mejorará un dispositivo que asista a los terapeutas en los ejercicios del proceso de rehabilitación.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo General

Desarrollar interfaces gráfica y virtual para la interacción del médico y paciente con el dispositivo NURSE, así como la interfaz mecánica que permita la pronosupinación.

1.2.2 Objetivos específicos

- * Adaptar y construir el dispositivo NURSE en el laboratorio de CICATA Unidad Querétaro, incluyendo un gabinete de control y su validación.
- * Desarrollar una interfaz gráfica de usuario para el dispositivo de asistencia para la rehabilitación del brazo (NURSE).
- * Diseñar un ambiente virtual para asistir en tareas de la rehabilitación del brazo.
- * Diseñar e implementar una interfaz mecánica en el efector final, que permitan los movimientos de pronosupinación del brazo.

1.3 Metodología

El proyecto se realiza siguiendo la metodología que se muestra en el esquema de la Figura 1.4, comprende la búsqueda de dispositivos de rehabilitación del miembro superior, el estado actual del desarrollo de tecnologías similares, así como la obtención de los requerimientos del dispositivo, como las trayectorias a emular para el control del mecanismo

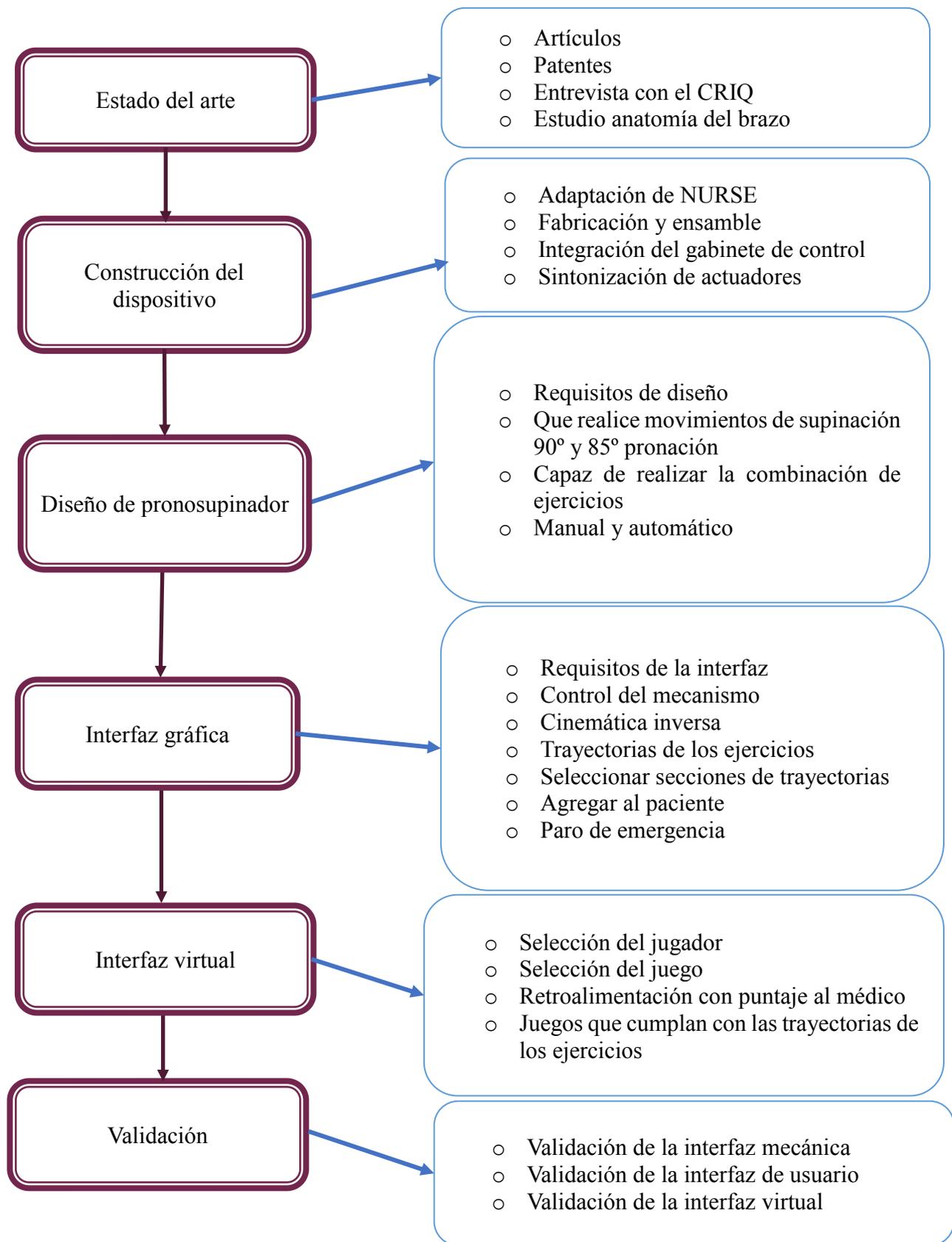


Figura 1.4 Metodología

Capítulo 2. Estado del arte

2.1 Ingeniería de rehabilitación

La ingeniería de rehabilitación es el uso de la ciencia y los principios de la ingeniería para: 1) desarrollar soluciones y dispositivos tecnológicos para asistir a las personas con discapacidades, y 2) para ayudar a la recuperación de las funciones físicas y cognitivas perdidas debido a una enfermedad o lesión.

La investigación continua en ingeniería de rehabilitación involucra el diseño y desarrollo de dispositivos de asistencia nuevos e innovadores. Las áreas de investigación relevantes son:

- * **Robótica de rehabilitación**, que involucra el uso de robots como ayuda en la terapia en lugar de únicamente como dispositivos de asistencia. La robótica de rehabilitación inteligente ayuda en el entrenamiento de la movilidad para personas que sufren de alteración del movimiento, tal como después de un infarto cerebral.
- * **Rehabilitación virtual**, la cual utiliza ejercicios de simulación de realidad virtual para rehabilitación física y cognitiva. En comparación con las terapias convencionales, la rehabilitación virtual puede ofrecer varias ventajas. Es entretenida y motiva a los pacientes. Proporciona medidas objetivas tales como un rango de movimiento o resultados de juegos que se pueden almacenar en la computadora que opera la simulación. (INBIB, 2013).

Actualmente existen dispositivos de asistencia en la rehabilitación del brazo, los más conocidos y comerciales que se describen en la siguiente sección.

2.2 Exoesqueleto de brazo para rehabilitación del hombro

Este dispositivo con número de patente US 7862524 B2 (Fig. 2.1), es una invención de un exoesqueleto que se ajusta al movimiento del brazo humano y está compuesto por un ensamble serial de cinco eslabones y articulaciones, con base en una estructura de soporte rígida usada en el torso de la persona.

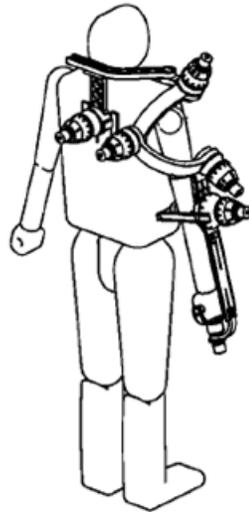


Figura 2.1 Exoesqueleto de brazo para rehabilitación del hombro

Fuente: Patente No. US 7862524 B2

Este aparato genera rotación del hombro usando tres articulaciones de los tres eslabones en serie abarcando la articulación glenohumeral. Tiene eslabones pasivos ajustables para la variación del tamaño del antebrazo, parte superior del brazo y la escápula del radio. Con motores CD en cada junta de los eslabones impulsados. Este exoesqueleto tiene portabilidad, rango antropomórfico, y la secuencia cinemática potenciada: articulación torso-hombro para permitir la rotación de la escápula (elevación del hombro) seguido de una articulación triaxial del hombro para permitir la rotación de tres ejes del hombro sobre la anatómica articulación glenohumeral (Patente n° US 7862524 B2, 2011). El presente dispositivo es aplicable particularmente a la rehabilitación del hombro. Por lo que no tiene la capacidad de realizar el movimiento de la pronosupinación.

2.2 Sistema de rehabilitación para brazo Armeo®Spring

Armeo®Spring es un exoesqueleto con 3 articulaciones y 6 grados de libertad conectado a un programa informático en un monitor de computadora. El exoesqueleto y el software pueden ajustarse a las necesidades específicas de cada paciente. Éste dispositivo guía y controla el movimiento del brazo (Fig. 2.2).



Figura 2.2 Sistema de rehabilitación para brazo Armeo®Spring

Fuente: Catálogo de Hocoma

Por otra parte, el dispositivo posee sensores que miden el movimiento del paciente. Los valores de retroalimentación se muestran en la pantalla durante los ejercicios. El software contiene una extensa librería de ejercicios tipo de juego de video que se ejecutan en un entorno de entrenamiento con realidad virtual motivador e informativo, mostrando claramente la tarea funcional a realizar mediante retroalimentación inmediata. Los movimientos que realiza el Armeo son, hombro: flexión, extensión, abducción y aducción, rotaciones interna y externa; codo: flexoextensión; Antebrazo: Pronosupinación; Muñeca: flexoextensión; Mano: presión (L. Rodríguez-Prunotto, 2014). La pronación, parte del movimiento de pronosupinación, se realiza mientras el aparato va ejecutando trayectorias en el espacio 3D, además la interacción con la interfaz de realidad aumentada le permite realizar este movimiento durante la ejecución. La interfaz de usuario del Armeo Spring tiene una base de datos de usuario con una cuenta individual para cada paciente, los parámetros se pueden ajustar individualmente a los pacientes, cada ejercicio tiene nivel de dificultad, información del tiempo de reacción y desempeño del paciente entregando el informe detallado en Excel (Hocoma, 2018).

2.3 Interactive robotic therapist

Este dispositivo interactúa con el paciente para mejorar habilidades motoras, guiando al brazo del paciente a través de una serie de ejercicios con un brazo robótico. El brazo del paciente es llevado a una gama completa de movimiento para rehabilitar diferentes músculos. Un sistema

en el movimiento si fuera necesario, y modificando el ejercicio de forma automática para que no sea monótono, por ejemplo, reduciendo el tiempo asignado para realizar el movimiento según la evolución o variando ligeramente algún parámetro. Como los últimos estudios han demostrado, la mayor efectividad de la rehabilitación se obtiene con gran cantidad de repeticiones, por ello la configuración habitual permite más de 1000 movimientos por sesión (ARM, 2010).



Figura 2.4 InMotion ARM

Fuente: Catálogo de Bionik laboratorios

Interfaces de usuario del InMotion ARM

El InMotion Arm, cuenta con una interfaz virtual de gráficos animados intuitivo y de fácil manejo. Estos se llevan a cabo con el efector final del dispositivo, y permite realizar diferentes trayectorias, así como el movimiento de pronación y supinación La pronosupinación, es realizada como un ejercicio más, es decir, se efectúa de manera independiente a las demás trayectorias. Por otro lado, los juegos son para la planeación motora, coordinación de mano y ojo, concentración visual y déficit visual (Fig. 2.5).

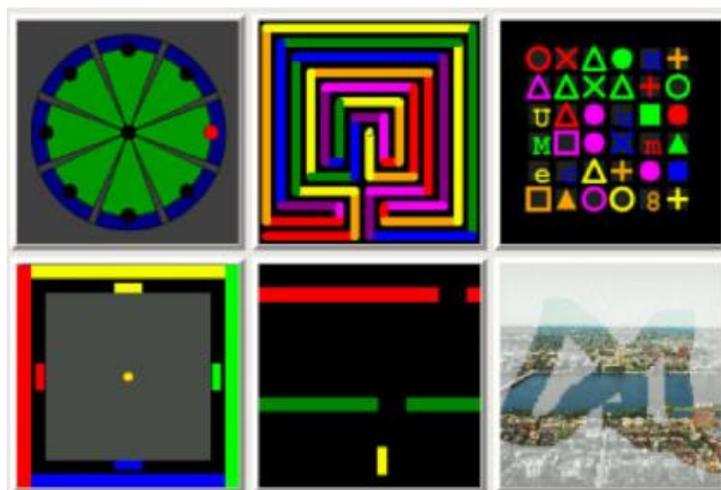


Figura 2.5 Juegos del InMotion Arm

La interfaz de usuario del InMotion Arm permite tener una ficha del paciente con su protocolo de rehabilitación e histórico de todas sus sesiones, se puede modificar el protocolo en cualquier momento, la terapia se puede personalizar, se puede replicar en la pantalla la retroalimentación del ejercicio, y arroja datos de las pruebas en Excel (Bionik, 2018).

2.5 Sistema de realidad virtual para la evaluación

Este sistema tiene como objetivo evaluar y tratar los trastornos motores asociados a las enfermedades neurodegenerativas y a la edad. Mediante este sistema se consiguen mejoras respecto a los sistemas conocidos como portabilidad, el bajo coste y la flexibilidad en la creación de distintos entornos virtuales con aplicaciones específicas para la evaluación del tratamiento de los problemas de movimiento de los miembros superiores, inferiores, la marcha y el equilibrio (Fig. 2.6). El sistema comprende dos módulos, un módulo del paciente y un módulo del experto, que permiten recrear entornos virtuales para evaluar pacientes con trastornos de asociados a las enfermedades neurodegenerativas, como alteraciones en los movimientos de los miembros superiores, alteraciones en el equilibrio, la marcha y problemas de caídas.

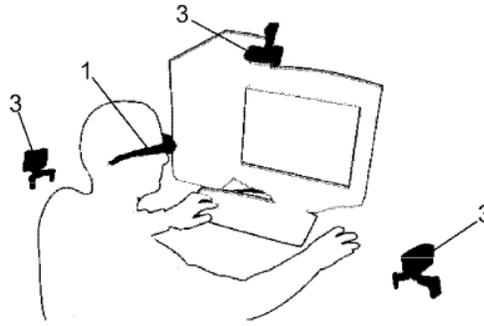


Figura 2.6 Realidad virtual para rehabilitación Patente 2397031

El módulo del experto comprende unos medios de gestión a través de los cuales se controlan los parámetros del entorno virtual en el que está inmerso el paciente. Desde el mismo, el experto puede controlar y configurar los protocolos de evaluación de las distintas alteraciones motoras y los programas terapéuticos para cada una de dichas alteraciones motoras.

El módulo del paciente comprende unas gafas, que llevan incorporados acelerómetros que captan y registran los movimientos de la cabeza del paciente, y por ellos se visualiza la imagen virtual que es generada por los medios de procesamiento del sistema integrando la información de los movimientos manuales y de la marcha que constituyen el módulo del paciente (Patent No. 2397031, 2013).

2.6 Sistemas y métodos para terapia adaptativa y rehabilitación en tiempo real

Realidad virtual basada en sistemas y métodos adaptativos. La invención comprende un software interactivo para el seguimiento monitoreo y registro del rendimiento del usuario en donde esté el sensor presente. Proporciona terapias con la capacidad de observar y analizar diferentes características de movimiento de los ejercicios realizados por los pacientes. Estas técnicas de visualización incluyen código de color personalizada para el terapeuta caracterizado por análisis de movimiento (Patent No. US 2014/0287389 A1, 2014).

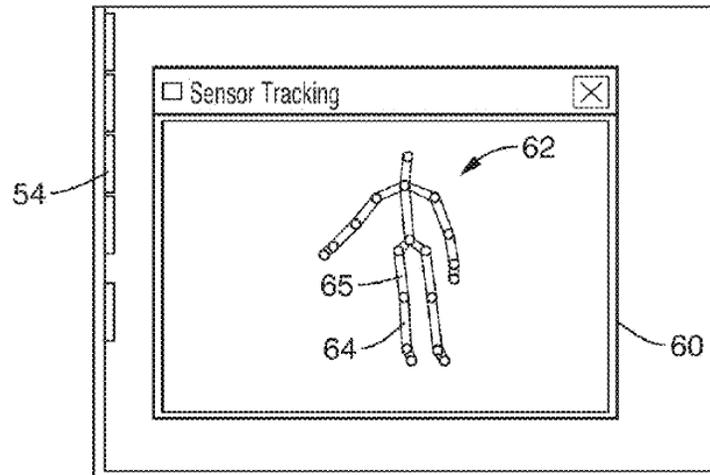


Figura 2.7 Sistemas y métodos para terapia adaptativa y rehabilitación en tiempo real

Fuente: Patente US 2014/0287389 A1

2.7 NURSE Mecanismo de asistencia portátil para ejercicios de brazo humano.

En el Centro de Investigación de Ciencia Aplicada y Tecnología Avanzada se desarrolló un dispositivo mecánico, cuya función es asistir a la rehabilitación del brazo. Se muestra en la Figura 2.8. Este mecanismo fue llamado NURSE.

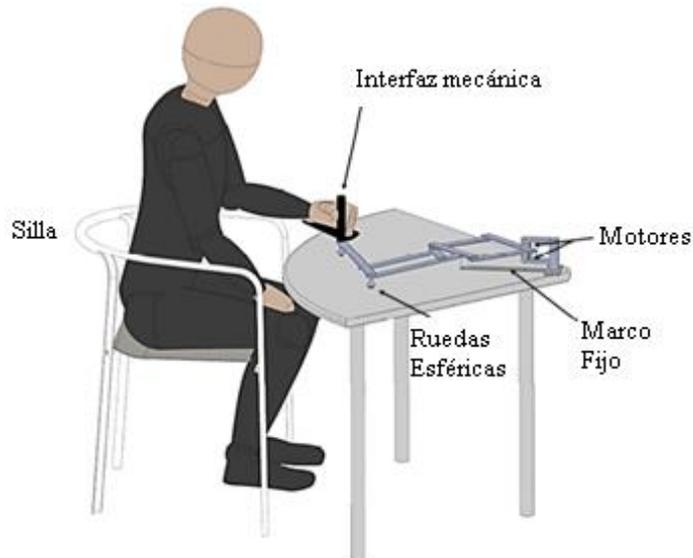


Figura 2.8 NURSE Mecanismo de asistencia portátil para ejercicios de brazo humano.

El mecanismo de este dispositivo es del tipo cinco barras, con dos grados de libertad y un mecanismo pantógrafo, el cual se adapta a los movimientos del brazo de manera horizontal (Chaparro-Rico B. , 2016). El pantógrafo amplifica el movimiento del cinco barras con una proporción de cuatro, lo que permite un espacio de trabajo en el plano x,y mayor que los ya comerciales.

2.8 Pronosupinadores mecánicos

2.8.1 Pronos-supinador con flexo-extensor

Es un dispositivo Prono-supinador con flexo-extensor graduable para mesa o para fijar en la pared, para realizar ejercicios a nivel de antebrazo y muñeca, intensidad variable mediante un freno de presión situado en el extremo del aparato. El prono-supinador (Fig.2.9) es un aparato que ayuda en las limitaciones de la pronosupinación, es decir, en los movimientos de palma arriba y abajo.



Figura 2.9 Prono-supinador con flexo-extensor

Fuente: Catalogo Interfísica

El prono-supinador y el muelle nos permiten ejercitar las articulaciones superiores mediante movimientos de pronosupinación de codo y de circunducción de muñeca, nos permite trabajar la flexibilidad en muñeca y antebrazo, mediante la realización de distintos ejercicios de flexo extensión y pronosupinación (Interfísica, 2016).

2.8.1 Pronosupinadores mecánicos

Este equipo es diseñado para la rehabilitación de la muñeca y el antebrazo, permite ejercicios de pronación y supinación. Este dispositivo se utiliza en la mecanoterapia, y se fija a la pared o a una mesa mediante tornillos.



Figura 2.10 Pronosupinadores mecánicos

El paciente se sujeta de la barra y realiza los movimientos continuos de pronación y supinación.

2.9 Comparación de los dispositivos.

Los sistemas comerciales para la rehabilitación del brazo mencionados son los principales dispositivos robóticos utilizados para la asistencia en las terapias; sin embargo, los mecanismos de exoesqueletos son aparatos invasivos al colocar el mecanismo en el paciente, lo que se puede traducir en incomodidad y en cansancio al momento de las terapias. Además de que las articulaciones necesitan estar perfectamente alineadas a las articulaciones del brazo y hombro para que no exista riesgo de lesión al momento de la terapia.

El exoesqueleto de Armeo@Spring cuenta con una interfaz de usuario con una biblioteca de juegos, sin embargo, se requiere del especialista para programar las tareas. Otra de las características de interés es que se puede realizar los movimientos de pronación y supinación (pronosupinación), haciéndolo de manera independiente a las demás trayectorias asignadas, esta se lleva a cabo al mismo tiempo que se interactúa con un juego. Este aparato cuenta con una interfaz virtual que permite el desarrollo de actividades en un espacio de trabajo en tres ejes. El costo de este dispositivo es elevado.

El InMotion Arm es un dispositivo con un espacio de trabajo limitado y cuenta con pocas trayectorias. Considera el movimiento de la pronosupinación, sin embargo, lo hace independiente a las trayectorias ya predeterminadas. La interfaz de usuario es intuitiva y la interfaz virtual emplea juegos para la rehabilitación poco dinámicos para los pacientes; además de tener un costo elevado.

Existen diferentes tipos de interfaces virtuales para la rehabilitación, se encuentran de dos tipos, con y sin contacto físico. Un ejemplo de los que tiene contacto físico son el InMotion Arm y el Armeo Spring, que a través del mismo dispositivo se accede a lo que se tiene en la pantalla. Las interfaces sin contacto físico son aquellas desarrollados mediante sensores por ejemplo el sistema de rehabilitación virtual para la evaluación y el tratamiento de los trastornos motores asociados a las enfermedades neurodegenerativas y a la edad, un sistema que sólo necesita sensores para detectar el movimiento del paciente y retroalimentarlo a la consola de juego, al igual que el Kinect. Estos sistemas son utilizados en la mayoría de las veces en la etapa activa de la rehabilitación, donde el paciente es capaz ya de mover sus extremidades sin tanta dificultad.

El ultimo dispositivo NURSE, es el mecanismo considerado para el presente desarrollo, brinda una movilidad libre del brazo en el plano horizontal, es decir, que se realizan movimientos de manera más natural, se adapta a los ejercicios horizontales del brazo, ocupa un espacio de trabajo suficiente para el movimiento del brazo, es un dispositivo de efector final lo que no presenta carga alguna para el paciente, además es fácil de transportar. Requiere la implementación de interfaces de usuario y de realidad virtual, para que pueda asistir en la terapia en las dos etapas: pasiva y activa.

Para la manipulación del dispositivo es necesario desarrollar una interfaz de usuario que permita la emulación de las trayectorias, una interfaz virtual que permita la interacción dinámica del paciente con el dispositivo, así como una interfaz mecánica adecuada que se adapte a cualquier ejercicio que se vaya a realizar. Se busca que el dispositivo contribuya a realizar terapias para una rehabilitación efectiva. Lo anterior se encuentra resumido en la Tabla 1.1.

Tabla 1.1 Cuadro comparativo de los dispositivos

Dispositivo	Articulaciones en movimiento	Tipo de robot	Realidad virtual	Pronosupinación independiente	Pronosupinación en combinación
Exoesqueleto de brazo (Patente US 7862524 B2)	Hombro, Codo, y Muñeca	Exoesqueleto	No	No	No
Armeo®Spring	Hombro: Flexión, Extensión, abducción y aducción. Codo: flexo-extensión	Exoesqueleto	No	Si	No
In Motion Arm	Hombro: flexión extensión Codo: Flexo-extensión.	Efector final	Si	Si	No
Intercative robotic therapist	Hombro Codo Muñeca	Efector final	No	Si	No
Sistema de Realidad Virtual para la evaluación	Hombro, codo, muñeca, rodilla y tobillo	Interfaz	Si	No	No
Sistemas y métodos para terapia adaptativa en tiempo real	Hombro, codo, muñeca, rodilla tobillo	Interfaz	Si	No	No
Nurse	Hombro Codo	Efector Final	No	No	No
Pronosupinadores mecánicos	Antebrazo	Mecanoterapia	No	Si	No

Capítulo 3. Marco teórico

3.1 Biomecánica de la extremidad superior

La extremidad superior consta de cuatro segmentos: hombro, brazo, antebrazo y mano (Fig. 3.1).

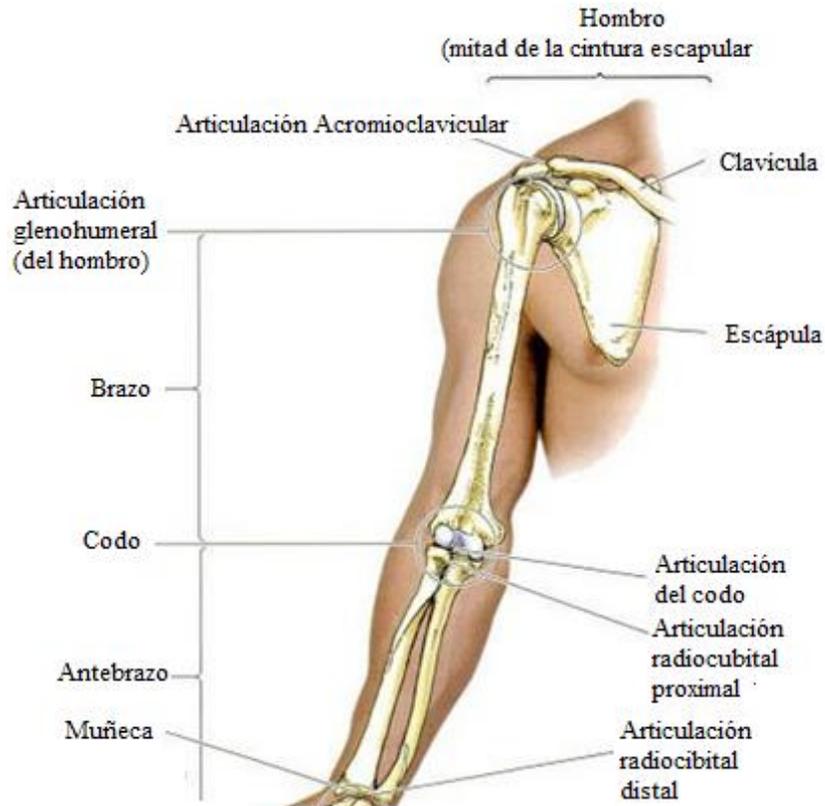


Figura 3.1 Regiones y huesos del miembro superior.

3.1.1 Hombro

El hombro según Kapandji (Kapandji, 2006) es una articulación proximal del miembro superior (Fig. 3.2), es la más móvil de todas las articulaciones del cuerpo humano, posee tres grados de libertad, lo que le permite orientar el miembro superior en relación con los tres planos del espacio: transversal, anteroposterior y eje vertical (Fig. 3.3).



Figura 3.2 Hombro

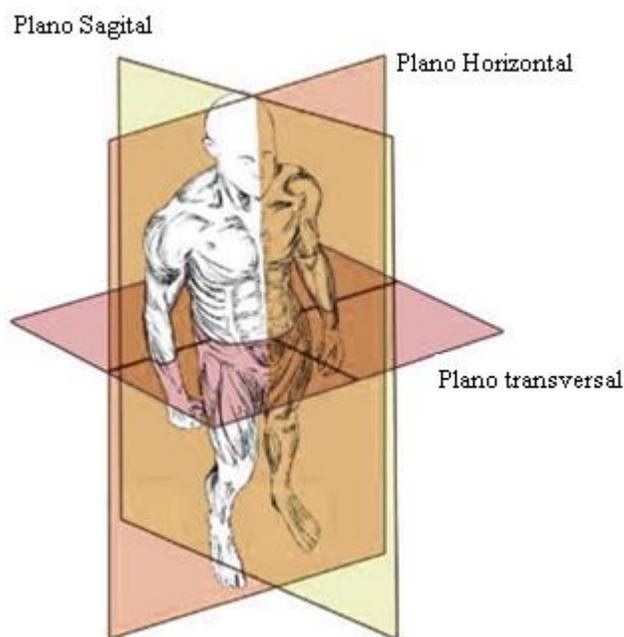


Figura 3.3 Planos de movimiento del cuerpo humano

El eje **transversal**, incluido en el plano frontal permite los movimientos de flexión realizados en el plano sagital. El eje **anteroposterior**, incluido en el plano sagital: permite los movimientos de abducción y aducción realizados en el plano frontal. El eje **vertical**, dirige los movimientos de flexión y de extensión del brazo en abducción de 90°. Estos movimientos también se denominan flexoextensión horizontal.

El hombro no está constituido por una sola articulación sino por cinco articulaciones que conforman el complejo articular del hombro y se clasifican de la siguiente manera:

Primer grupo:

- * Articulación glenohumeral
- * Articulación subdeltoidea

Segundo grupo:

- * Articulación escapulotorácica
- * Articulación esternoclavicular

Los músculos que mueven el hombro son: Deltoides, subescapular, infraespinoso, redondo mayor, redondo menor y coracobraquial (Fig. 3.4) (Tortora G.J, 2011)

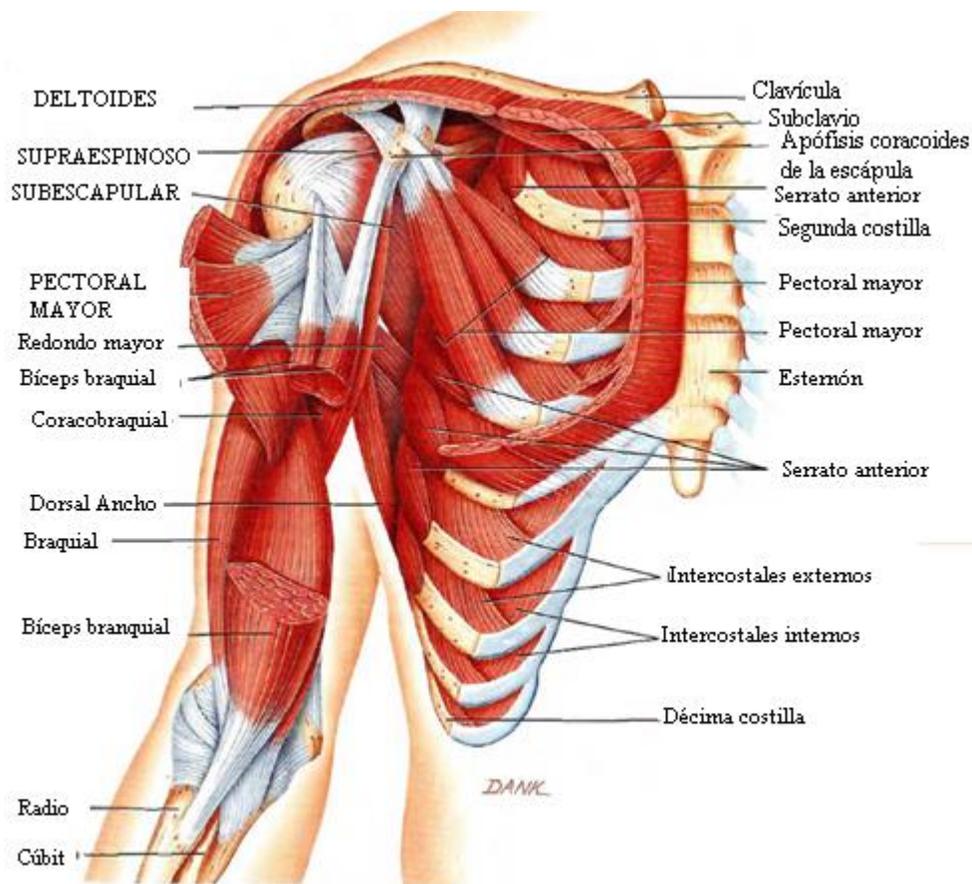


Figura 3.4 Músculos del hombro y brazo

3.1.2 Brazo

El brazo se extiende desde el hombro hasta el codo (Fig.3.5). En el codo tienen lugar dos tipos de movimientos entre el brazo y el antebrazo: flexión-extensión y pronación-supinación.

Los músculos que llevan a cabo estos movimientos se dividen claramente en un grupo anterior y uno posterior, separados por el húmero y los tabiques intermusculares medial y lateral. Los cuatro principales músculos del brazo, tres son flexores: bíceps braquial, braquial y coracobraquial, y uno es extensor: tríceps braquial (Fig. 3.4) (Tortora G.J, 2011).



Figura 3.5 Fisiología del brazo

3.1.3 Antebrazo

El antebrazo es la unidad distal del puntal articulado del miembro superior. Se extiende desde el codo hasta la muñeca y contiene dos huesos, el radio y el cúbito, que están unidos por una membrana interósea (Fig. 3.6). El papel del movimiento del antebrazo, que tiene lugar en las articulaciones del codo y radiocubital, es el de asistir al hombro en la aplicación de fuerza y en el control de la situación de la mano en el espacio (Tortora G.J, 2011).



Figura 3.6 Fisiología del antebrazo

Los músculos superficiales e intermedios del compartimento anterior (flexor-pronador) del antebrazo se localizan anteromedialmente porque su origen principal se encuentra en la inserción común de los flexores (epicóndilo medial y cresta supracondílea medial) del húmero. Los músculos de la capa superficial “doblan” la muñeca para posicionar la mano (es decir, flexionan el carpo cuando se contraen de forma aislada, y lo aducen o abducen cuando actúan con sus homólogos extensores) y ayudan en la pronación.

Los músculos extensores-supinadores del compartimento posterior del antebrazo se localizan posterolateralmente en el antebrazo proximal y están inervados por el nervio radial. El supinador actúa sobre las articulaciones radioulnares, mientras que todos los demás extienden y abducen la mano en el carpo y el pulgar. El extensor ulnar del carpo también contribuye en la aducción de la mano. Los músculos extensores se vuelven tendinosos en el antebrazo distal y pasan profundos al retináculo de los músculos extensores, por dentro de túneles osteofibrosos. Los tendones que se dirigen hacia los cuatro dedos mediales forman complejas expansiones extensoras en las caras dorsales de los dedos.

3.1.4 El codo

Automáticamente el codo no contiene más que una sola articulación: de hecho, sólo hay una cavidad articular (Fig. 3.7). Sin embargo, la fisiología permite distinguir dos funciones distintas:

- * La flexoextensión, que precisa de la actuación de dos articulaciones humerorradial
- * La pronosupinación que afecta a la articulación radiocubital proximal.

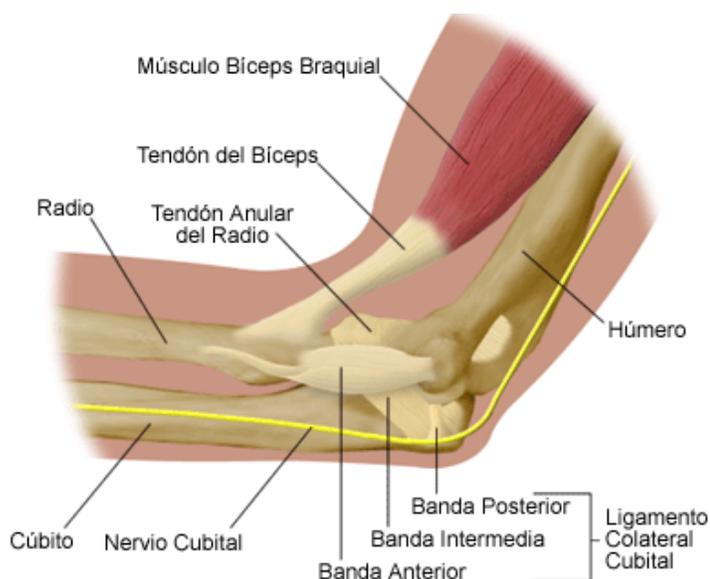


Figura 3.7 Anatomía del codo

3.2 Terapia física para rehabilitación del brazo

La terapia física tiene gran cantidad de beneficios para aquellos que se encuentran en proceso de recuperación de una lesión o enfermedad. Sirve también para los que necesitan asistencia adicional con respecto a la movilidad de los miembros afectados e incluso en caso de padecer alguna discapacidad. La terapia física puede devolver la movilidad, la libertad y la independencia, hay una diferencia importante en la vida de las personas que toman esto como una opción. Los servicios de un buen terapeuta físico pueden reducir el impacto a largo plazo de enfermedad o de accidente, así como asistencia en la prontitud y la totalidad de la recuperación. La dificultad motriz que se presenta en la extremidad superior puede ser muy

variada, dependiendo del momento de aparición y el grado de afectación (ligera, moderada o grave).

Rehabilitación pasiva y activa

La terapia pasiva requiere la intervención de un fisioterapeuta quien sujeta el codo y muñeca del paciente y flexiona repetidamente el brazo durante 40-45 minutos. Con esta terapia se alcanza una rehabilitación eficaz gracias al tiempo que invierte el terapeuta. Además, se combina con la rehabilitación activa. En la terapia activa el paciente ya es capaz de realizar el movimiento por sí sólo con la supervisión del terapeuta, donde se le corrige la postura para que realice las repeticiones de los ejercicios.

3.3 Ejercicios terapéuticos para la rehabilitación de la extremidad superior

Los ejercicios terapéuticos consisten en movimientos corporales que persiguen restituir la función normal o conservar un estado de bienestar. Se desarrolla un programa específico de ejercicios para cada paciente dependiendo el tipo de la lesión. Los ejercicios más comunes en las terapias de rehabilitación realizados en el plano horizontal son:

- * Aducción de hombro
- * Flexión horizontal
- * Flexión de codo
- * Pronosupinación

La *aducción de hombro* se lleva a cabo desde la posición anatómica (máxima aducción) en el plano frontal, pero mecánicamente imposibles debido a la presencia del tronco. Desde la posición anatómica, la aducción no es factible si no se asocia con: una extensión con aducción (Fig. 3.8a) muy leve, y una flexión (Fig. 3.8b), la aducción alcanza entre 30 y 45°.

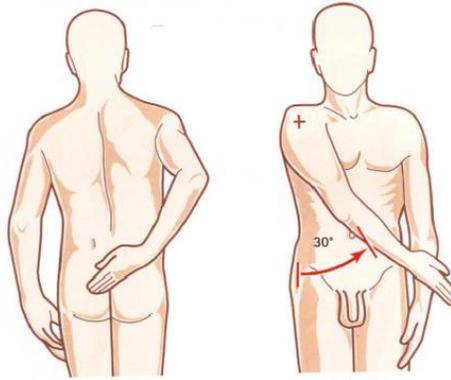


Figura 3.8 a) Aducción con extensión b) Aducción con flexión

La *Flexión horizontal*, se trata del movimiento del miembro superior en el plano horizontal en torno al eje vertical, ya que el movimiento se realiza no sólo en la articulación glenohumeral sino también en la escapulotorácica (Fig. 3.9). Consta de dos movimientos: **posición anatómica**, el miembro superior está en abducción de 90° en el plano frontal, lo que emplaza la acción de los músculos deltoides, supraespinoso, trapecio y serrato anterior; **flexión horizontal**, es el movimiento que asocia la flexión y la aducción de 140° de amplitud, activa los músculos deltoides, subescapular, pectorales y serrato anterior.

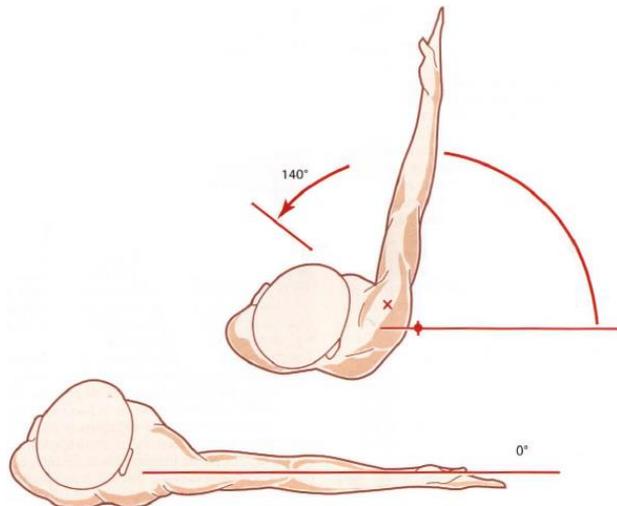


Figura 3.9 Flexión horizontal de hombro

La *flexión de codo* se realiza en el plano transversal, donde se mantiene fijo el hombro lo que permite que el codo se flexione. (Fig.3.10) (Villegas, 2015).



Figura 3.10 Flexión del codo

La *pronosupinación* es el movimiento de rotación del antebrazo en torno a su eje longitudinal. Este movimiento necesita la intervención de dos articulaciones mecánicamente unidas:

- La **articulación radiocubital proximal**, que pertenece anatómicamente a la articulación del codo.
- La **articulación radiocubital distal**, que difiere anatómicamente a la articulación radiocarpiana.

Esta rotación longitudinal del antebrazo introduce un tercer grado de libertad en el complejo articular de la muñeca. De este modo, la mano, como extremo efector del miembro superior, puede situarse en cualquier ángulo para poder coger o sostener un objeto. La rotación longitudinal en el antebrazo (Fig. 3.12) es así la solución a la vez lógica y elegante, cuya única consecuencia es la presencia de un segundo hueso, el radio, que soporta por sí solo la mano y gira alrededor del primero, el cúbito, gracias a dos articulaciones radiocubitales.

La pronosupinación sólo puede analizarse con el codo flexionado 90° y pegado al cuerpo. Las posiciones del movimiento de pronosupinación son las siguientes:

- * La **posición anatómica o posición intermedia** Fig. 3.11a o también llamada posición cero, determinada por la dirección del pulgar hacia arriba y de la palma de la mano hacia adentro. A partir de esta posición intermedia se miden las amplitudes de los movimientos de pronosupinación.

- * La **posición de supinación** Fig. 3.11 a y b se realiza cuando la palma de la mano se dirige hacia arriba con el pulgar hacia afuera;
- * La **posición de pronación** Fig. 3.11 c se realiza cuando la palma de la mano “mira” hacia abajo y el pulgar hacia adentro (Kapandji, 2006).

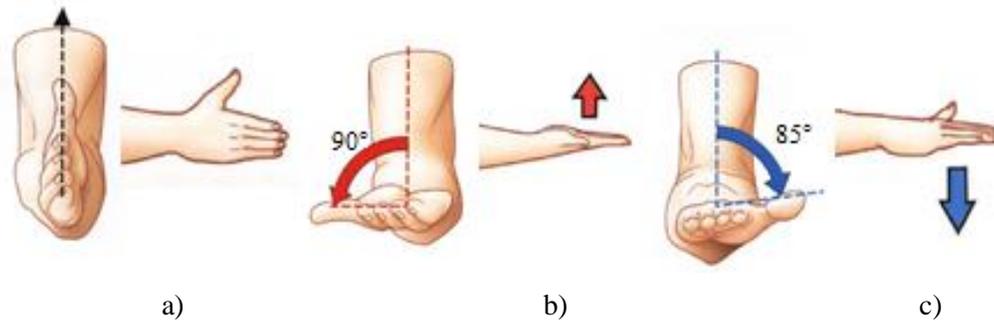


Figura 3.11 a) Posición intermedia b) Supinación c) Pronación



Figura 3.12 Rotación del antebrazo en su eje longitudinal

Existen ejercicios que pueden combinarse para trabajar diferentes músculos y ligamentos con el mismo movimiento, es decir, si combinamos la pronosupinación con la flexión de codo, se pueden trabajar diferentes músculos describiendo el mismo arco, pero con la palma en diferente orientación (Fig. 3.13).

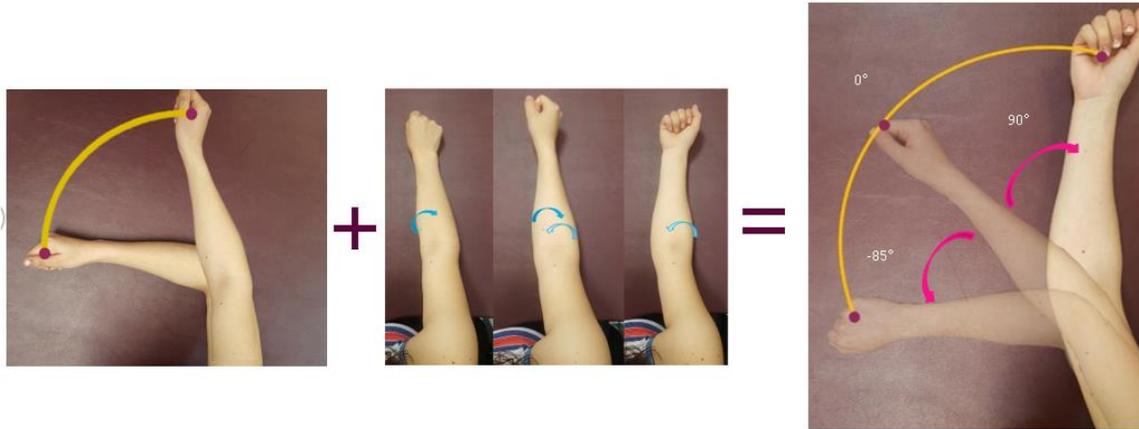


Figura 3.13 Combinación de la flexoextensión con pronosupinación

En particular, para la rehabilitación de la extremidad superior, y considerando los ejercicios, se utilizan aparatos que cumplen funciones similares al mecanismo propuesto, las trayectorias se realizan con la patineta de ejercicio (Fig. 3.14).



Figura 3.14 Patineta ejercitadora de extremidad superior

El ejercicio de pronosupinación se realiza con los pronosupinadores mecánicos de la Figura. 3.15.



Figura 3.15 Pronosupinadores mecánicos

3.4 Rehabilitación robótica

Los robots han sido aplicados tradicionalmente a tareas repetitivas bien definidas en entornos industriales. Sin embargo, durante la pasada década diferentes robots han sido desarrollados con el objetivo de utilizarse en tareas de rehabilitación, a causa de que las tareas de rehabilitación suelen centrarse en movimientos repetitivos realizados con la ayuda del fisioterapeuta. De este modo, el robot permitiría que el paciente realizara los movimientos repetitivos, y únicamente el fisioterapeuta debería indicar inicialmente el movimiento que posteriormente deberá repetir el robot. Se entiende por robótica de rehabilitación a aquellos robots o herramientas mecánicas para terapia, enfocadas a rehabilitación neuro-motriz. El uso de robots en rehabilitación tiene dos aplicaciones fundamentales:

- * Durante movimientos activos del paciente, permiten almacenar información de la realización del movimiento (posición, velocidad y fuerza), ayudando de esta forma a evaluar la evolución de la terapia sobre el paciente.
- * Por otra parte, pueden provocar movimientos pasivos o resistivos de la extremidad de la paciente sujeta por el robot, sustituyendo en este caso al fisioterapeuta (Sabater J.M, 2007).

3.5 Rehabilitación con ambientes virtuales

La realidad virtual es una interfaz de usuario avanzada para aplicaciones computacionales, que permiten al usuario navegar e interactuar, con un ambiente 3D o 2D generado por computadora.

Los ambientes virtuales han servido como medio para la realización de ejercicios de rehabilitación. De la combinación de realidad virtual y rehabilitación, surgió el concepto de rehabilitación virtual; este es un término acuñado inicialmente por los profesores Daniel Thalmann y Grigore Burdea (Burdea, 2002).

La rehabilitación virtual también ofrece la capacidad de individualizar las necesidades de tratamiento, mientras que proporciona una mayor estandarización de los protocolos de evaluación y capacitación. De hecho, la evidencia preliminar indica que la realidad virtual ofrece un medio único en el que la terapia puede ser proporcionada dentro de un contexto funcional, útil y motivador, donde se puede clasificar y documentar los resultados fácilmente (Sveistrup, 2004).

En el año 2010, Mundy y Hiller publicaron un estudio gubernamental en Australia acerca de las mejoras motrices en pacientes con ECV y concluyeron que la rehabilitación virtual permite intensificar el tratamiento sin la presencia constante de los terapeutas y además resaltan la disminución de los costos. Por otro lado, dos revisiones sistemáticas mostraron una mejoría en la motricidad de la extremidad superior y la calidad de vida de los pacientes con ECV (Guzmán D.E, 2016).

3.5.1 Rehabilitación virtual frente a la tradicional

La comparación de un programa de rehabilitación clásico con uno basado en realidad virtual en el caso de pacientes con dificultades de movilidad en el hombro mostró que la rehabilitación virtual es una buena alternativa para los pacientes ambulatorios o domiciliarios; es uno de los casos que demuestra la posibilidad de transferir las habilidades adquiridas en el mundo virtual al mundo real (Sveistrup, 2003).

Capítulo 4. Adaptación del mecanismo NURSE

4.1 NURSE

El dispositivo mecánico diseñado por CICATA-IPN y la Universidad de Cassino y del Lazio Meridional en Italia (Chaparro-Rico, 2018), es un mecanismo que permite realizar los ejercicios en el plano x, y , que cubre el área de trabajo del plano horizontal del brazo, es portable a diferencia de otros dispositivos difíciles de transportar. Está compuesto por un mecanismo de cinco barras con un pantógrafo, y cubre el espacio de trabajo del brazo (Fig. 4.1). Tiene dos grados de libertad que permiten el movimiento del mecanismo en el plano x, y , el tipo de actuador que utiliza es motor cd , en la Figura 4.1 a se representan los actuadores por M_1 y M_2 . Los eslabones L_1, L_2, L_3 , y L_4 son los eslabones en movimiento y el punto E corresponde a la posición del efector final del cinco barras. L_5 es el eslabón fijo a tierra del mecanismo. L_1 y L_4 son los eslabones de salida de los motores, están conectadas a los motores con uno de los extremos. Se tienen identificadas las singularidades del mecanismo. Los eslabones L_1, L_2, L_3, L_4 , y son considerados con las mismas dimensiones como $L_1 = L_2 = L_3 = L_4$. El pantógrafo con punto final F amplifica los trazos realizados en el punto E . La escala de amplificación del pantógrafo se obtiene de las distancias AC/AB . El pantógrafo tiene las relaciones dimensionales $BE = CD$; $BC = ED$ y $AC = CF$. El mecanismo cubre el espacio del movimiento en el plano horizontal del brazo humano. En el efector final tiene una interfaz mecánica que permite sujetarse del mecanismo, el inconveniente es que sólo mantiene el brazo en una sola posición durante la terapia asimismo no permite una buena sujeción del brazo del paciente. Además, el mecanismo no puede realizar el movimiento de pronosupinación.

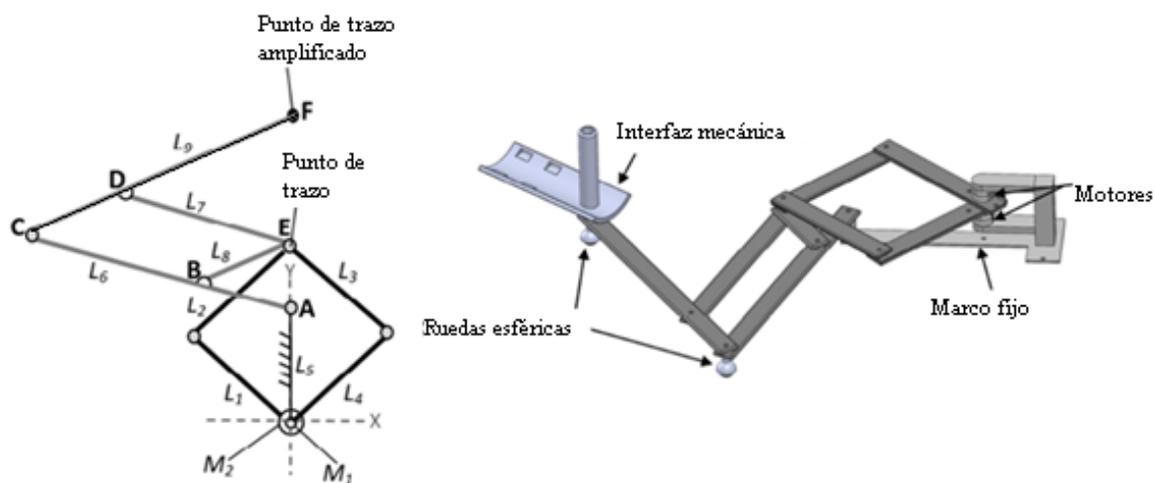


Figura 4. 1 Dispositivo para la asistencia para la rehabilitación del brazo NURSE

4.2 Elección de trayectorias a emular.

Las trayectorias de los ejercicios que el dispositivo va a emular son las más comunes durante el proceso de rehabilitación. Si se toma en cuenta la trayectoria que describe el extremo del brazo (el puño) durante los ejercicios de flexo extensión y aducción de hombro, las Figuras que se forman son arcos y líneas, además de Figuras como el 8 y el círculo, entre otras (Fig. 4.2).

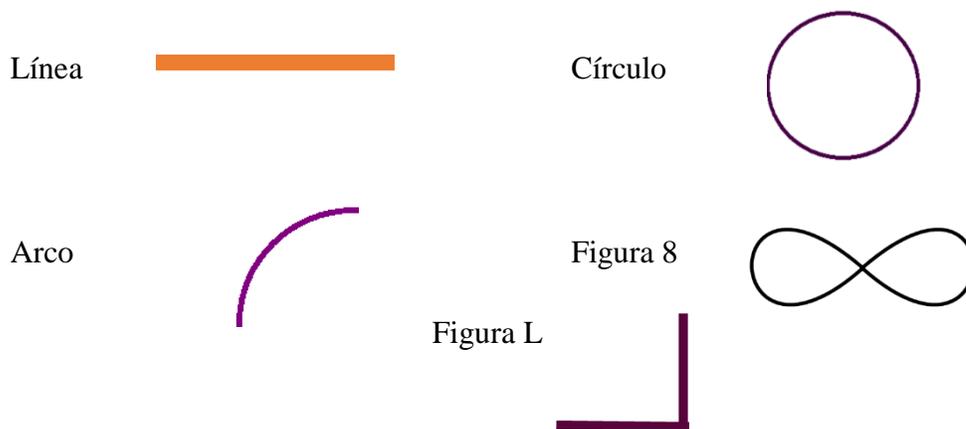


Figura 4. 2 Trayectorias del puño comunes para ejercicios de rehabilitación

Además, se incluye el movimiento de pronosupinación que se realizará en combinación de trayectorias como el arco y la línea, además de hacerlo de manera independiente. Donde los grados de movimiento son 90° para la supinación, 85° para pronación y 0° para la posición intermedia (Fig. 4.3).

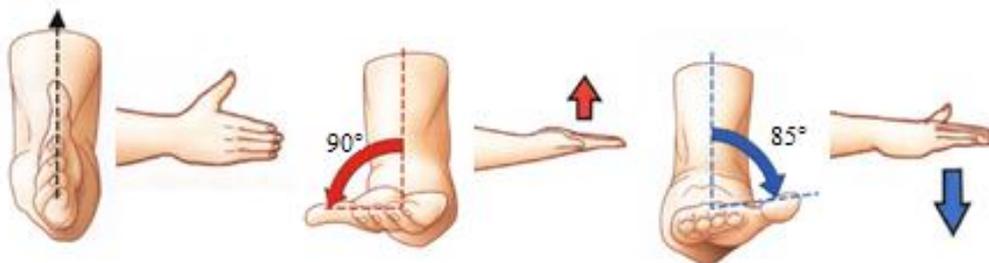


Figura 4. 3 Pronosupinación

4.3 Cinemática Inversa del mecanismo

Para que el mecanismo realice una tarea determinada, éste se debe mover de un punto inicial hasta un punto final. Para NURSE se utiliza la trayectoria punto a punto, en la que cada

articulación evoluciona desde su posición inicial a la final sin realizar consideración alguna sobre el estado o evolución de las demás articulaciones. Normalmente cada actuador trata de llevar a su articulación al punto destino en el menor tiempo posible, donde se distinguen dos casos: movimiento eje a eje (uno a la vez) y movimiento simultáneo de ejes (se mueven en forma simultánea, aunque cada articulación se desplaza a su respectiva velocidad) (Pellón, 2006). Es necesario obtener la cinemática inversa de NURSE para calcular las coordenadas angulares (θ_1 y θ_2), para alcanzar la posición q_x, q_y en el plano.



Como se menciona la Sección 4.1 el pantógrafo con punto final F amplifica los trazos del punto E, por lo que es necesario obtener la cinemática inversa del mecanismo de cinco barras (Fig. 4.4).

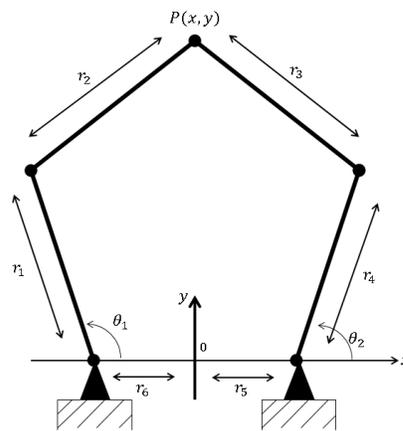


Figura 4. 4 Mecanismo de cinco barras

A partir del diagrama (Fig. 4.4) se obtienen las ecuaciones.

Para θ_1

$$r_2^2 = (x - r_1 \cos \theta_1)^2 + (y - r_1 \sin \theta_1)^2 \quad \text{Ecuación 4.1}$$

$$\theta_1 = 2 \tan^{-1} \frac{-B_1 + \sqrt{B_1^2 - 4A_1C_1}}{2A_1} \quad \text{Ecuación 4.2}$$

Para θ_2

$$r_2^2 = (x - r_1 \cos \theta_2)^2 + (y - r_1 \sin \theta_2)^2 \quad \text{Ecuación 4.3}$$

$$\theta_2 = 2 \tan^{-1} \frac{-B_2 - \sqrt{B_2^2 - 4A_2C_2}}{2A_2}$$

Ecuación 4.4

$$A_i = x^2 + y^2 + r_1^2 + r_2^2 + 2r_1x$$

$$B_i = 2(2r_1y)$$

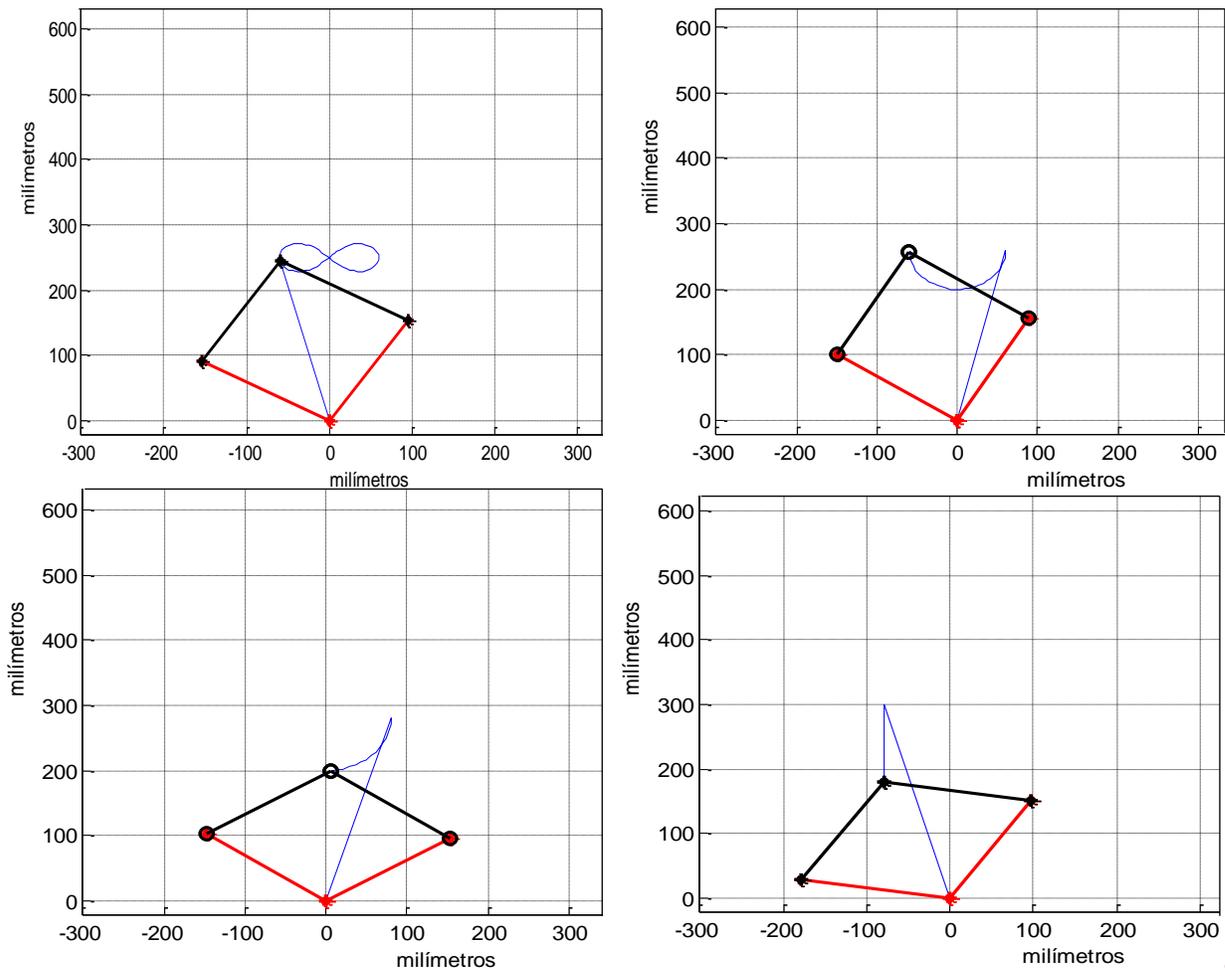
$$B_i = 4r_1y$$

$$C_i = x^2 + y^2 + r_1^2 + r_2^2 - 2r_1x$$

El desarrollo de la cinemática inversa se encuentra en el Anexo I.

4.4 Simulación de trayectorias

Se programó la cinemática inversa en Matlab para la simulación de las trayectorias, y así obtener los ángulos de los motores para poder realizar las trayectorias, así como la velocidad de cada motor para que realicen la trayectoria sincronizados. En las siguientes Figuras se muestran la simulación de cada trayectoria.



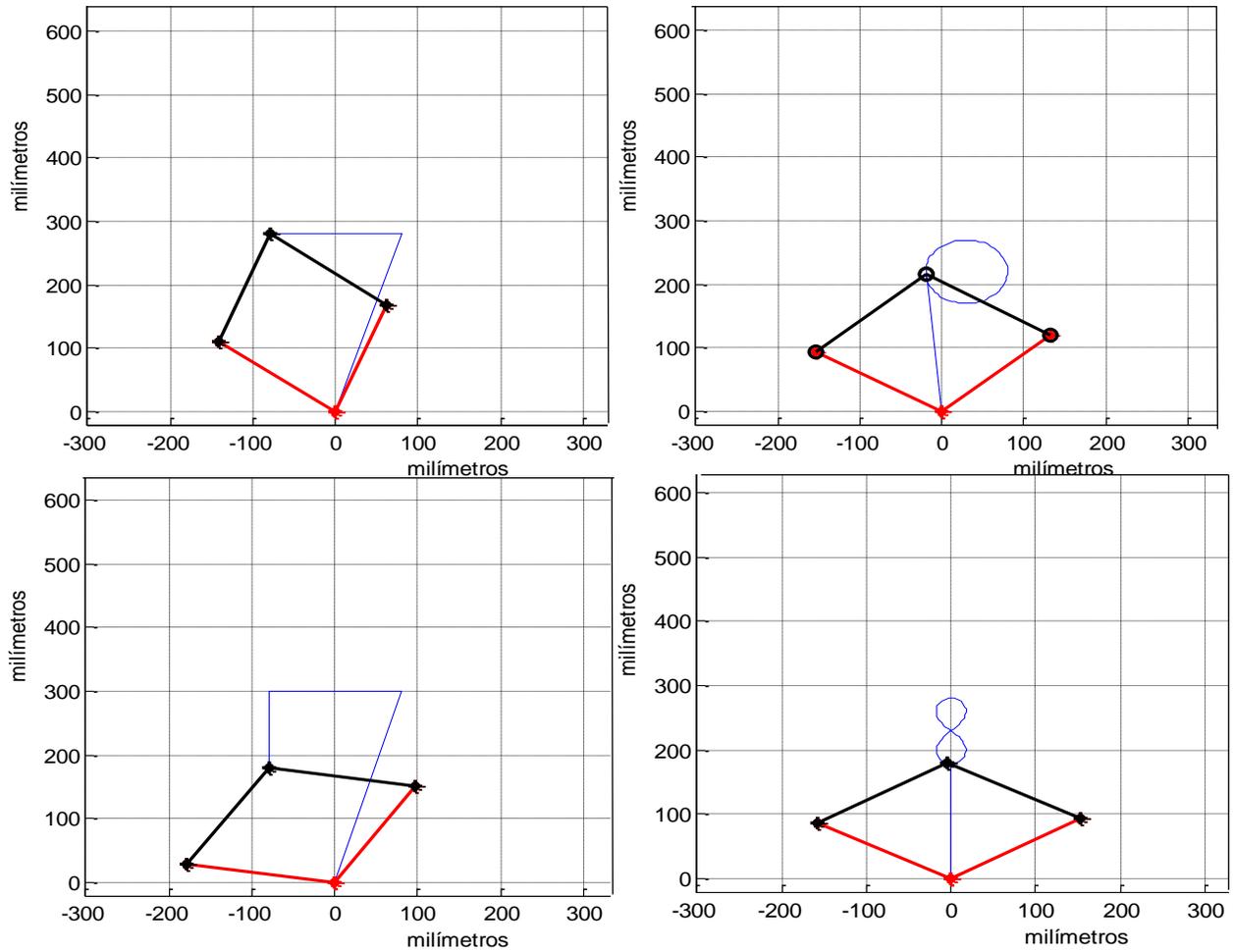


Figura 4. 5 Simulación de las trayectorias

El pantógrafo que está conectado al mecanismo de cinco barras amplifica el movimiento 4 veces. Como ejemplo, se muestra la trayectoria Figura 8 (Fig. 4.6).

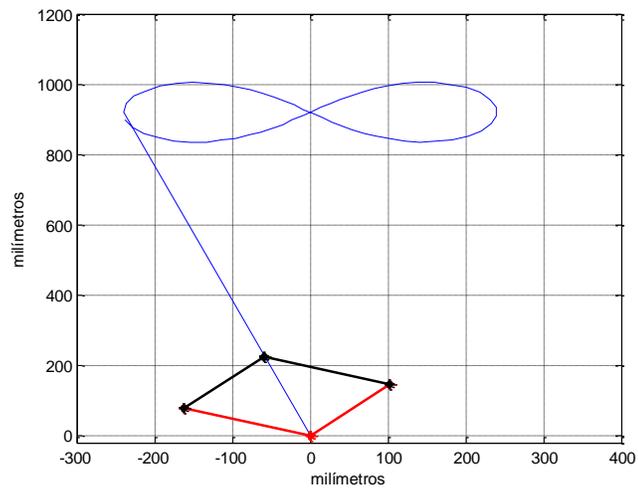


Figura 4. 6 Trayectoria efector final

4.5 Implementación del controlador

Para el control de posición del mecanismo se implementa un controlador PID de lazo cerrado, considerando la señal de error de actuación, que es la diferencia entre la señal de entrada y la señal de salida de los motores, con el fin de reducir el error y llevar al sistema a la posición deseada. La combinación de la acción de control proporcional, la acción de control integral y la acción de control derivativa se denomina acción de control proporcional-integral-derivativa. Esta acción combinada tiene las ventajas de cada una de las tres acciones de control individuales. La ecuación de un controlador con esta acción combinada está dada por:

$$u(t) = k_p e(t) + \frac{K_p}{T_i} \int_0^t e(t) dt + K_p T_d \dot{e}(t) \quad \text{Ecuación 4.5}$$

La función de transferencia equivalente es:

$$\frac{U(s)}{E(s)} = K_p \left(1 + \frac{1}{K_i s} + K_d s \right) \quad \text{Ecuación 4.6}$$

Donde K_p es la ganancia proporcional, T_i es el tiempo integral y T_d es el tiempo derivativo (Ogata, 2010). El diagrama de bloques de un controlador PID para los motores del mecanismo es el de la Figura 4.7

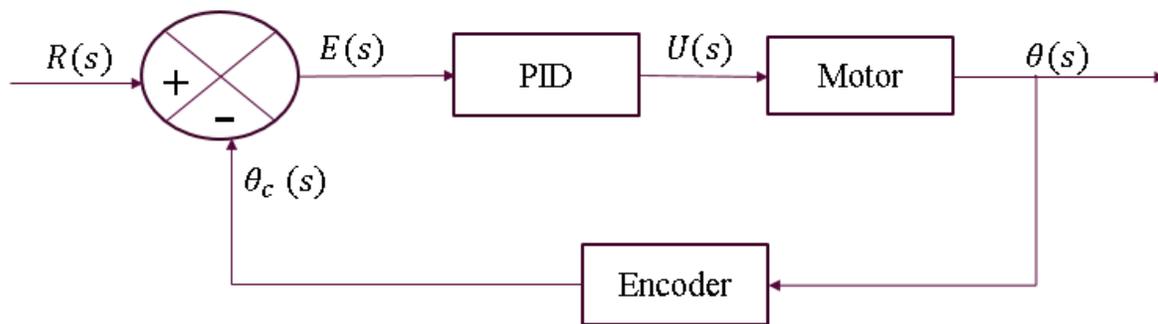


Figura 4. 7 Diagrama de control PID para el mecanismo

Donde las funciones de transferencia son las siguientes:

$$\text{Motor} \quad \frac{\theta(s)}{U(s)} = \frac{KT/RJ}{s^2 + \frac{KTKBs}{Rj}} \quad \text{Ecuación 4.7}$$

$$\text{PID} \quad \frac{U(s)}{E(s)} = Kp + Kds + \frac{Ki}{s} \quad \text{Ecuación 4.8}$$

$$\text{Encoder} \quad \frac{\theta_c(s)}{\theta(s)} = Fc \quad \text{Ecuación 4.9}$$

Donde:

Kp : Ganancia proporcional

Kd : Ganancia derivativa

Ki : Ganancia integral

Fc : Factor de conversión encoder y reductor

$\theta_c(s)$: valor de en cuentas θ_i

KT : Constante de par del motor

R : Resistencia del motor

J : Inercia del motor

KB : Constante de fricción

4.6 Componentes comerciales

Ahora se detallarán los componentes comerciales que se utilizan para la construcción de los circuitos de control, la construcción del controlador y prueba del gabinete de control.

4.6.1 Tarjeta de control de movimiento

Para el control del dispositivo para la asistencia de rehabilitación se armó un gabinete de control con tarjetas PIC-SERVO SC (Fig. 4.8)

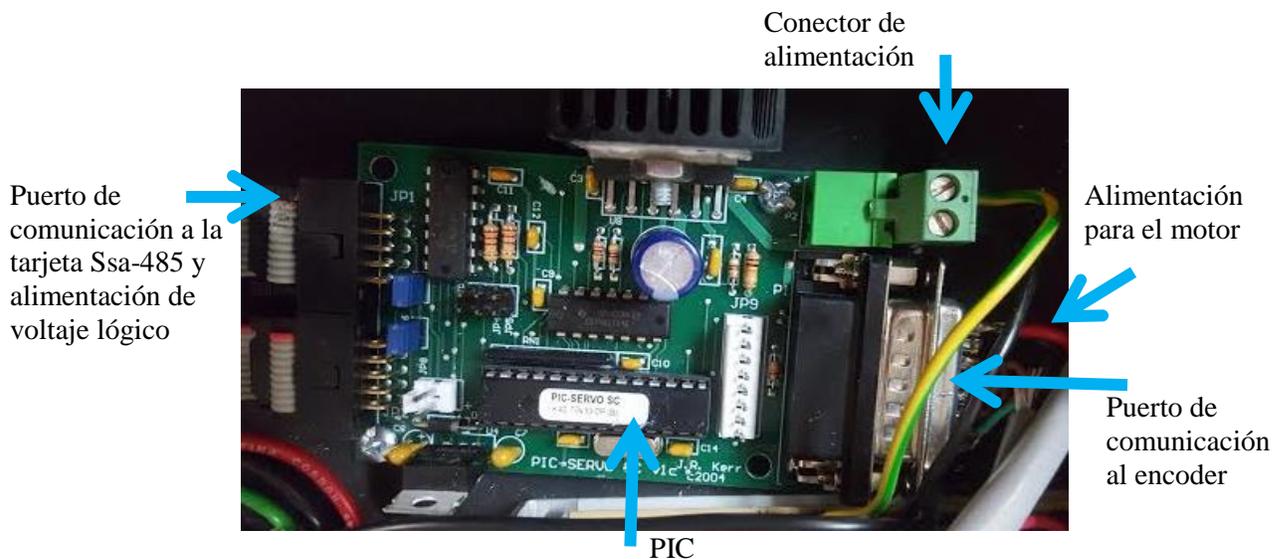


Figura 4. 8 Tarjeta de control de posición PIC-SERVO SC

Características de la tarjeta:

- * Permite el control del movimiento de motores DC con encoders incrementales, incluyendo un perfil trapezoidal y un soporte para coordinar varios ejes.
- * Tiene protección para sobrevoltajes y sobrecorrientes.
- * Tiene un amplificador LMD18200 (puente H) que maneja 3A continuamente y 6A pico, entregando voltajes de 12 hasta 48Vdc.
- * Tiene una interfaz serial de comunicación RS485.
- * Puede entregar señales PWM que requieren amplificador externo.
- * Posee un software para test y ejemplos en código C y Basic C++ para el desarrollo de interfaces.

Las tarjetas PIC-SERVO necesitan una interfaz de comunicación, para ello se utiliza la tarjeta SSA-485 (Fig. 4.9).

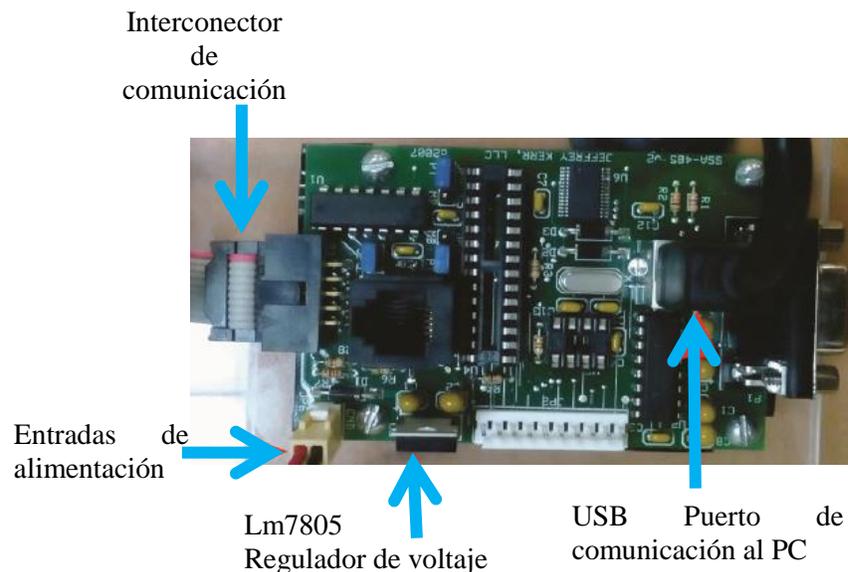


Figura 4. 9 Tarjeta de interfaz de comunicación SSA-485

Las tarjetas tienen su configuración de conexión dependiendo los motores que se van a controlar, en este caso la configuración que se requiere es la presentada en la Figura 4.10.

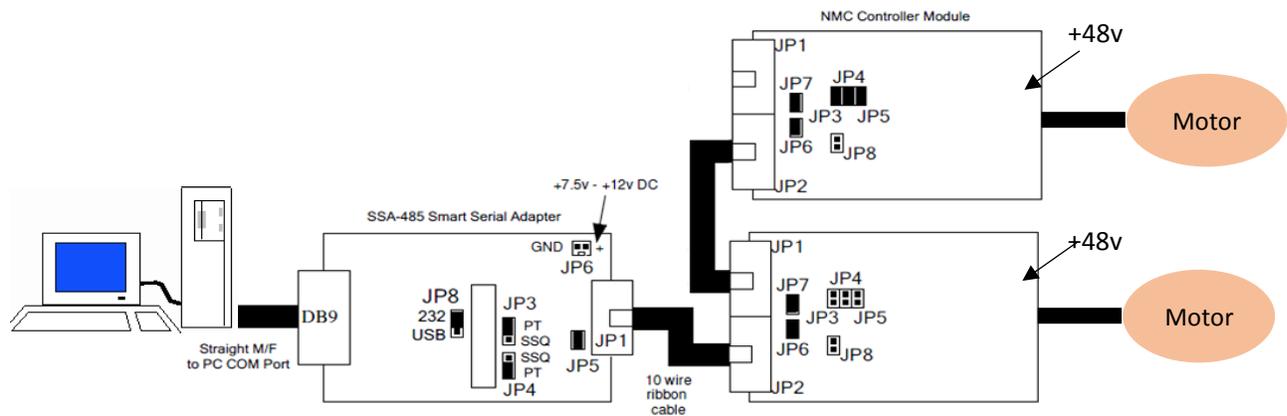


Figura 4. 10 Configuración de las tarjetas para controlar varios motores

La forma en la que se deben de conectar los sensores y motores a las tarjetas PIC-SERVO está dada en la Figura 4.11

Motor Connector P1 - DB15 Male

Pin	Definition
1	Motor Output (M+)
2	Motor Output (M+)
3	LED power - pulled up to 5v with a 330 ohm resistor (for use with opto-interrupt type switches)
4	Limit Switch 1 (pulled up to 5v with a 4.7k resistor)
5	Encoder Channel A (pulled up to 5v with a 4.7k resistor)
6	Encoder Channel B (pulled up to 5v with a 4.7k resistor)
7	Limit Switch 2 (pulled up to 5v with a 4.7k resistor)
8	Encoder Index (pulled up to 5v with a 4.7k resistor)
9	Motor Output (M-)
10	Motor Output (M-)
11	GND
12	GND
13	GND (supplied to encoder)
14	+5v (supplied to encoder)
15	GND

Figura 4. 11 Pines de salida de conexión de la tarjeta PIC-SERVO (kerr, 2018)

Los requerimientos para ensamblar todo el sistema del control para el movimiento son:

- * Tarjeta PIC-SERVO
- * Interfaz de comunicación Z232-485
- * Motores

- * Fuentes de alimentación para los motores
- * Fuente de alimentación para la tarjeta de comunicación de 12 Vdc, 500 mA
- * Cable DB15 para la conexión de los motores y el encoder
- * Cable plano de 10 hilos para la conexión entre las tarjetas
- * PC

4.6.2 Motores

Los motores se eligen con base al torque que se requiere para mover el mecanismo. Del análisis FEM que se realiza al dispositivo (Chaparro-Rico B. , 2016), se obtienen los valores de la tabla 4.1 y se puede visualizar en la Figura 4.12.

Tabla 4.1 Torques para cada motor

Motor 1	Motor 2
-222.71 Nmm a 130.08 Nmm	-737.05 Nmm a 467.02 Nmm

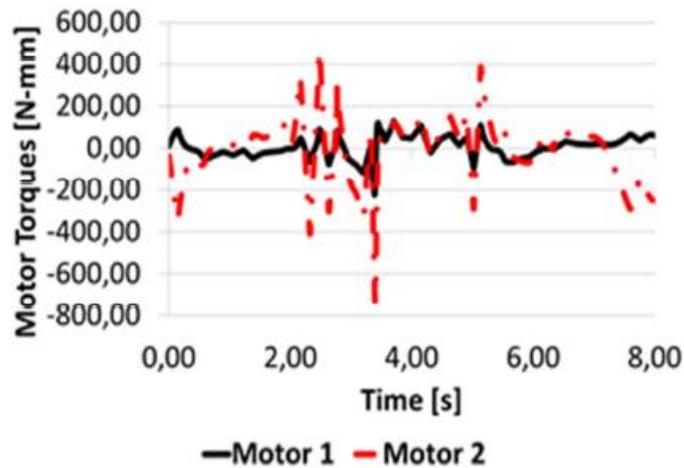


Figura 4. 12 Torques para los motores

Los motores que se integran al sistema de control son Maxon 438494 (Fig. 4.13), cuyas características se muestran en la Tabla 4.2.



Figura 4. 13 Motores Maxon 438494

Tabla 4.2 Características de los motores

Tensión nominal	48 V
Corriente nominal	7.0 A
Velocidad en vacío	6800 rpm
Par de arranque	1 090 mNm
Máx. rendimiento	88 %

Se concluye que a partir del torque que tiene cada motor es posible realizar los movimientos controlados al dispositivo.

4.6.3 Sensores

Debido a que se utilizarán motores, es necesario el uso de sensores para recibir la posición de las articulaciones activas y de esta forma el lazo cerrado del control. Para este propósito se usarán encoders incrementales en cuadratura ATM102-V (Fig. 4.14), este encoder es capaz de emplear niveles TTL y permite identificar el sentido del giro y posición de inicio.

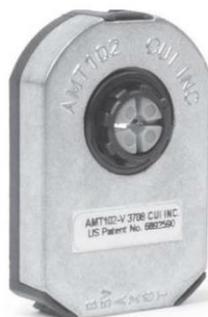


Figura 4. 14 Encoder incremental ATM 102

La resolución que puede tener el sensor es desde 48 hasta 2048 PPR, se configura por medio de un *Dip Switch*, y tiene 16 resoluciones (Fig. 4.15). La exactitud depende de la resolución que se haya configurado.

0 = On, 1 = Off

Resolution (PPR)	Maximum RPM	4	3	2	1
2048	7500	1	1	1	1
1000	7500	1	1	1	0
800	7500	1	1	0	1
384	7500	1	1	0	0
1024	15000	1	0	1	1
500	15000	1	0	1	0
400	15000	1	0	0	1
192	15000	1	0	0	0
512	30000	0	1	1	1
250	30000	0	1	1	0
200	30000	0	1	0	1
96	30000	0	1	0	0
256	30000	0	0	1	1
125	30000	0	0	1	0
100	30000	0	0	0	1
48	30000	0	0	0	0

DIP switch:
Example setting: 500

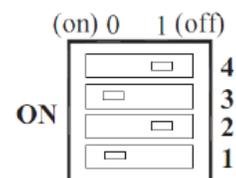


Figura 4. 15 Combinaciones para la resolución

La configuración de los pines está en la Figura 4.16

PINOUT CONNECTOR		
Function		
#	AMT102	AMT103
B	B CHANNEL	B CHANNEL
5V	+5 V	+5 V
A	A CHANNEL	A CHANNEL
X	INDEX CHANNEL	INDEX CHANNEL
G	GND	GND
T	UNUSED	N/A

Figura 4. 16 Configuración de los pines

Se utiliza un protocolo de comunicación RS485. La conexión del motor y el encoder con la tarjeta de control se hace con un conector DB15 donde los pines mencionados en la Fig. 4.16 se conectan según la Fig. 4.17.

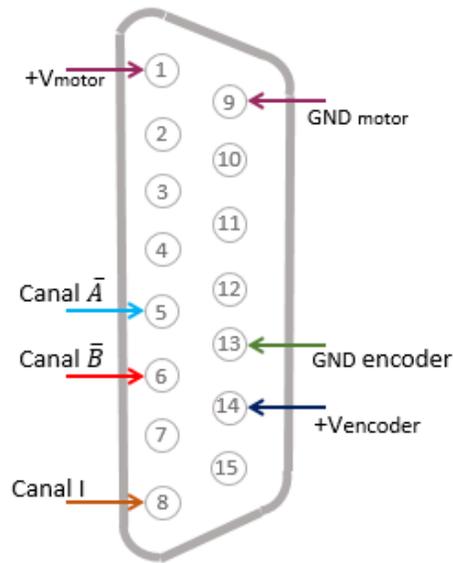


Figura 4. 17 Diagrama de conexión del DB15

4.6.4 Pulsos del encoder

Los pulsos del encoder son las cuentas que tiene por revolución (360°), tomando en cuenta una resolución de 48 (PPR) y un valor de reducción del motor de 4.3, se obtiene lo siguiente:

$$Cuentas = resolución * bits * reductor$$

$$Cuentas = 48 * 4 * 4.3$$

$$Cuentas = 825.6$$

Estas cuentas son utilizadas para enviar a los motores al ángulo correspondiente para una posición del efector final.

4.7 Construcción y prueba del controlador

Con todos los componentes mencionados en la sección anterior se realiza la conexión para el controlador (Fig. 4.17). Además, se incluyen las fuentes de alimentación para los motores cd de 48 V y una de 12 V para la alimentación de la tarjeta de comunicación.



Figura 4. 18 Gabinete de control

4.8 Sintonización de los motores

Una vez conectado el gabinete de control, se realizan pruebas para verificar el correcto funcionamiento de la electrónica, esto mediante las interfaces que incluye el paquete de PIC-SERVO. Para la sintonización se pueden utilizar diferentes métodos como analítico y experimental. Dado que no se considera el modelo matemático de la electrónica se opta por realizar la sintonización por el método de experimental. La sintonización de los motores se realiza dependiendo del requerimiento de la respuesta. Como es un sistema para tareas de rehabilitación, es de interés llegar a la posición deseada sin sobre impulso y un tiempo de respuesta menor que un segundo. En la Figura 4.18 se muestra la respuesta de uno de los motores de acuerdo con las entradas escalón.

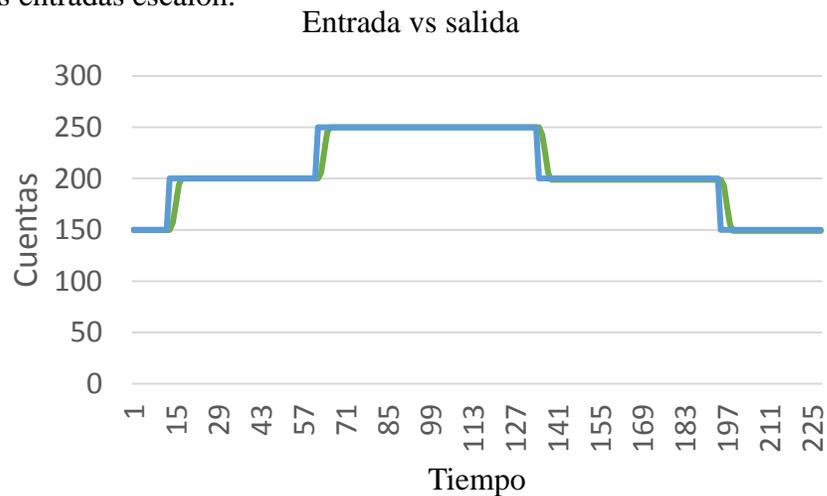


Figura 4. 19 Respuesta del motor M1

Donde la línea azul es la entrada y la verde es la respuesta del motor. Con un tiempo de respuesta de 0.5 seg., y tiempo de estabilización de 0.17 seg., tiempos adecuados para la aplicación. La gráfica de error (Fig. 4.19), donde se puede observar que se tiene un error de cero cuando se establece el motor, los picos que se ven en la gráfica son dados al momento del cambio de escalón en la entrada.

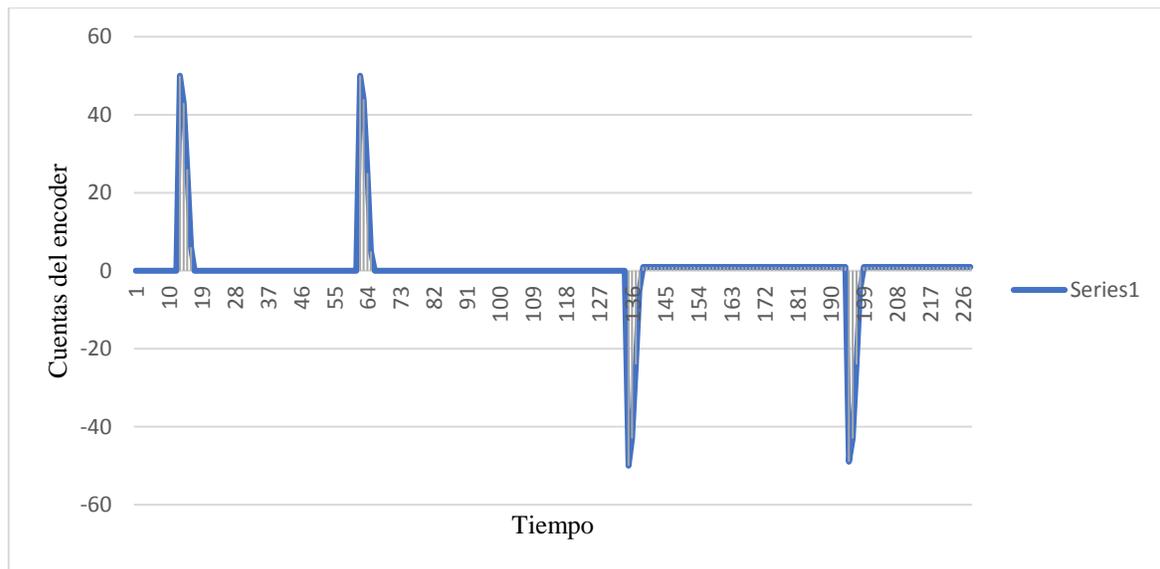


Figura 4. 20 Error en estado estable en la posición del motor

La sintonización anterior no es la definitiva debido a que fue realizada sin carga.

4.9 Construcción del mecanismo

Con los planos existentes del mecanismo, se construyó uno nuevo, con el fin de comenzar las pruebas. Se rediseñaron algunas piezas del soporte de los motores, ya que el diseño original incluye otros motores, y los que están actualmente son de diámetro diferente. Se imprimieron las piezas necesarias y se procedió con la construcción, incluyendo a los motores. (Fig. 4.20).

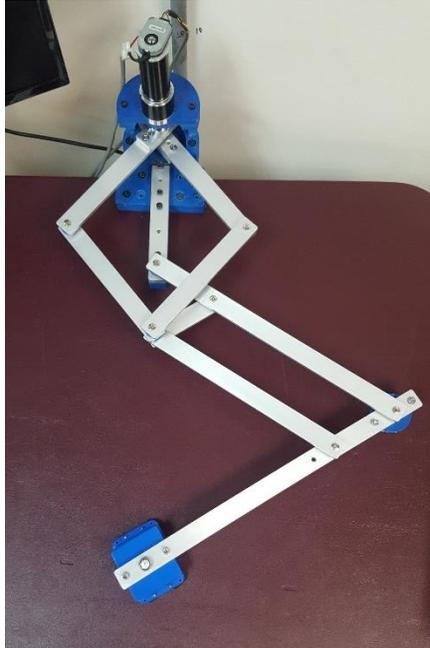


Figura 4. 21 Mecanismo NURSE para pruebas

4.10 Sintonización y pruebas con el mecanismo

Una vez que los motores están conectados al mecanismo se realiza la sintonización con carga, de donde se obtienen las siguientes ganancias (Tabla 4.2). Estas ganancias son para el control de posición PID.

Tabla 4.2 Ganancias de control

Kp	3600
Kd	2600
Ki	40
IL	100

La curva de respuesta se presenta en la Figura 4.21, donde se observa un tiempo de respuesta de 0.2 seg y un tiempo de establecimiento de 0.3 seg. aproximadamente con 0% de error.

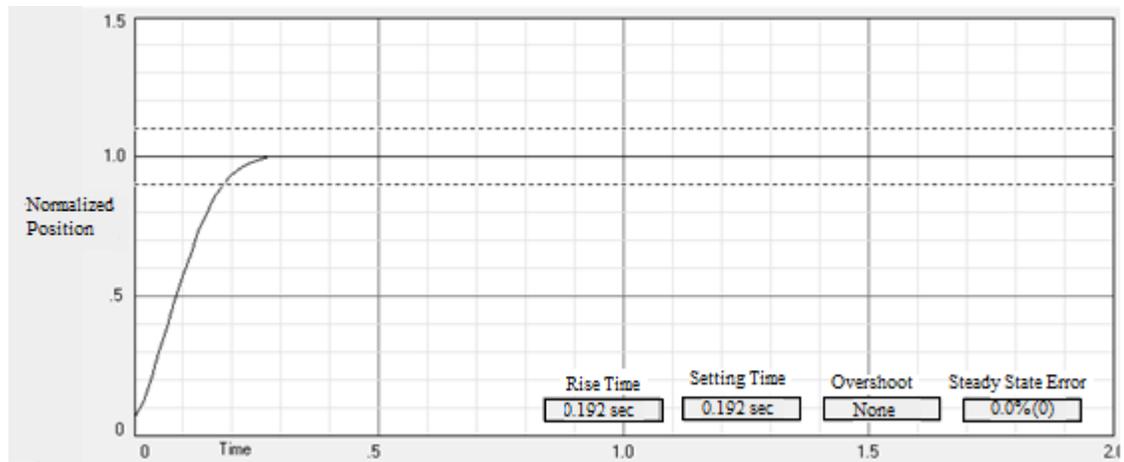


Figura 4. 22 Respuesta del motor M1

Capítulo 5. Interfaz mecánica: Pronosupinador

Los dispositivos más conocidos como el InMotion Arm y Armeo Spring, realizan la pronosupinación, pero lo hacen de manera independiente a todos los ejercicios, es decir, solo realizan un ejercicio a la vez. Existen pronosupinadores mecánicos que se utilizan en la mecanoterapia y solo se utilizan en la etapa de la rehabilitación activa. A continuación, se enlistan los requerimientos del dispositivo propuesto.

5.1 Requerimientos del efector final

Una de las necesidades que surgen con la visita al CRIQ es la de un efector final que permita el ejercicio de pronosupinación. Dicho efector final debe:

- * Permitir el movimiento de forma independiente y en combinación con las trayectorias de las terapias.
- * Realizar movimientos de pronación 90° y supinación 85°.
- * Fijarse en una posición específica (pronación, supinación o intermedio).
- * Uso en tareas de la terapia activa y pasiva.

5.2 Diseño conceptual

El diseño conceptual del dispositivo se muestra en la Figura 5.1.

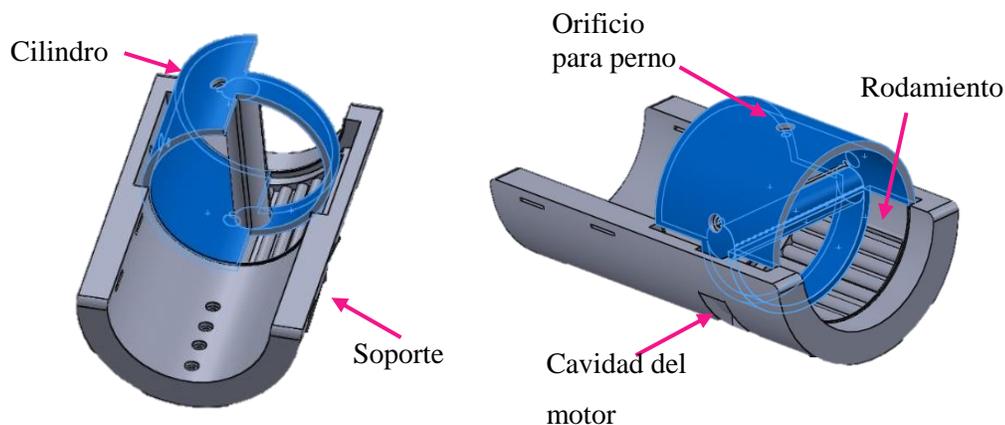


Figura 5. 1 Diseño de pronosupinador

El pronosupinador consta de un cabestrillo que sostiene el brazo del paciente, y un cilindro que permite la rotación del antebrazo. El cilindro gira sobre un rodamiento de media

luna que está unido al cabestrillo, y este mismo tiene dos guías para que el cilindro no salga de su lugar. El cabestrillo tiene un orificio a un lado para colocar un perno y fijar el cilindro a la posición deseada (pronación, supinación o intermedia); un motor se coloca a un costado del cabestrillo para que la flecha quede paralela a la cavidad del motor para realizar la transmisión del movimiento. El cilindro tiene tres orificios alrededor que coinciden con el orificio del cabestrillo para bloquear el giro y mantenerlo fijo en una posición. La rotación se puede realizar de forma manual o automática, es decir, que el mismo paciente lo gire con el movimiento de su mano, o a través del motor que gira al cilindro el ángulo requerido. Los movimientos que describe la pronosupinación se pueden ver en la Figura 5.2. La posición intermedia de la mano en el pronosupinador se representa en la Figura 5.2c mientras que en las Figuras 5.2a y 5.2b representan las posiciones supinación y pronación respectivamente. Este efector final para la pronosupinación se puede utilizar en las dos etapas de la rehabilitación, en la pasiva y en la activa.

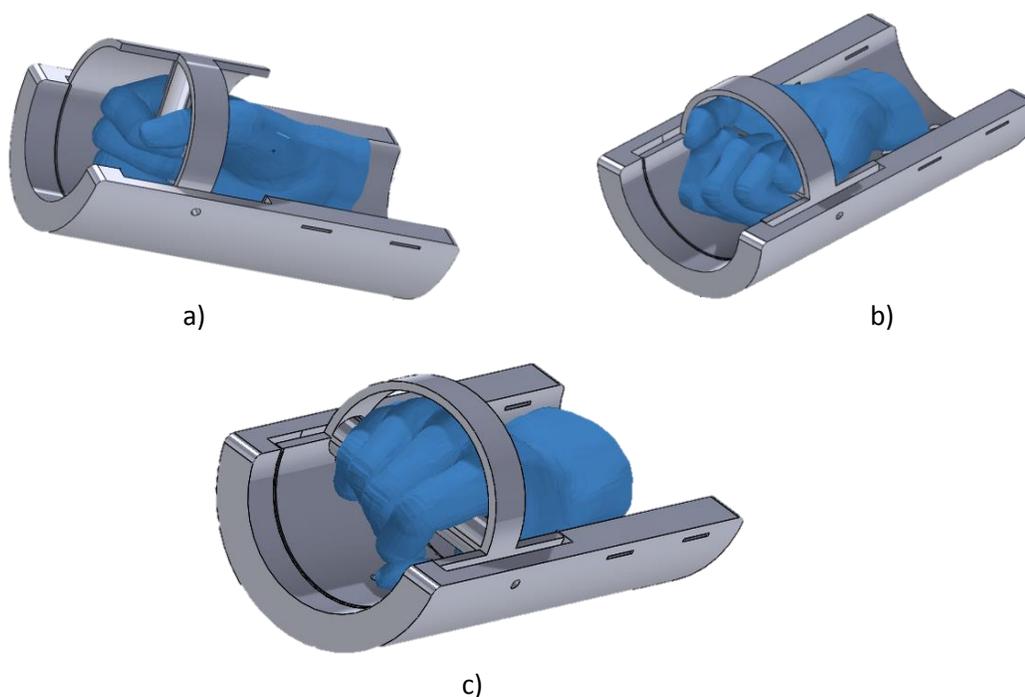


Figura 5. 2 Posiciones de la pronosupinación: a) Supinación b) Pronación c) Intermedia

En la rehabilitación pasiva, donde el paciente es asistido para realizar el movimiento, el pronosupinador realiza el giro con ayuda del motor, realizando el giro en combinación con la flexo-extensión y aducción e independiente; así mismo durante esta etapa de la rehabilitación

se puede introducir el perno para colocar al cilindro en la posición deseada. En la etapa activa de la rehabilitación, donde el paciente es capaz de realizar movimientos sin asistencia, este dispositivo gira libremente para que pueda realizar los ejercicios de terapia con más libertad y pueda realizar el movimiento con su propia fuerza. Además de la interacción con una interfaz virtual.

5.3 Control del motor

Para que el pronosupinador funcione de manera automática necesita de un motor, para ello se le coloca un motor cd con un encoder en cuadratura en su eje posterior. (Fig. 5.3).

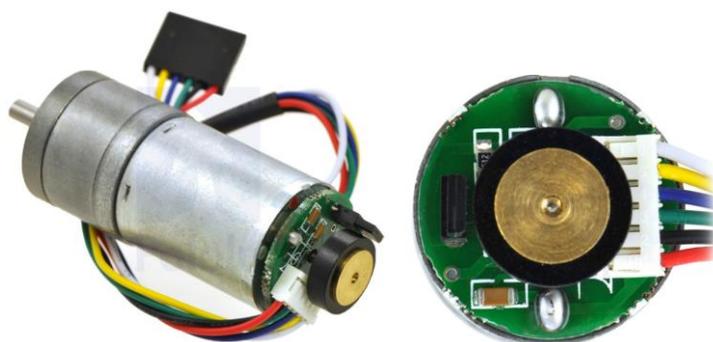


Figura 5. 3 Motor de corriente directa

El encoder en cuadratura proporciona una resolución de 48 cuentas por revolución del eje de motor al contar ambos bordes de ambos canales. La configuración del cableado es la de la Tabla 5.1.

Tabla 5.1 Configuración de los cables del encoder

Cable	Función
Rojo	Alimentación del motor Vcd (12V)
Negro	GND motor
Verde	GND encoder
Azul	Alimentación del encoder Vcc (3.5-20V)
Amarillo	Canal A
Blanco	Canal B

Se utiliza un protocolo de comunicación RS485. La conexión del motor y el encoder con la tarjeta de control se hace con un conector DB15 donde los pines mencionados en la Tabla 5.1 se conectan según la Fig. 4.1.

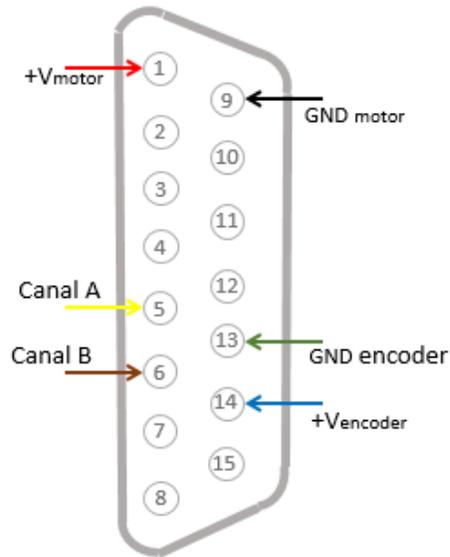


Figura 5. 4 Diagrama de conexión del DB15

El número de cuentas por revolución del motor se obtiene de la siguiente manera:

$$Cuentas = resolución * bits * reductor$$

$$Cuentas = 48 * 4 * 1$$

$$Cuentas = 192$$

La tarjeta de control que se utiliza es PIC-SERVO vista en la Sección 4.7 y la sintonización del motor se realiza con las interfaces diseñadas por el fabricante. Se requiere que el motor tenga una respuesta sin sobre impulso. La curva de respuesta del motor (Fig. 5.4) a un escalón de 100 cuentas muestra un tiempo de respuesta de 0.1 seg.

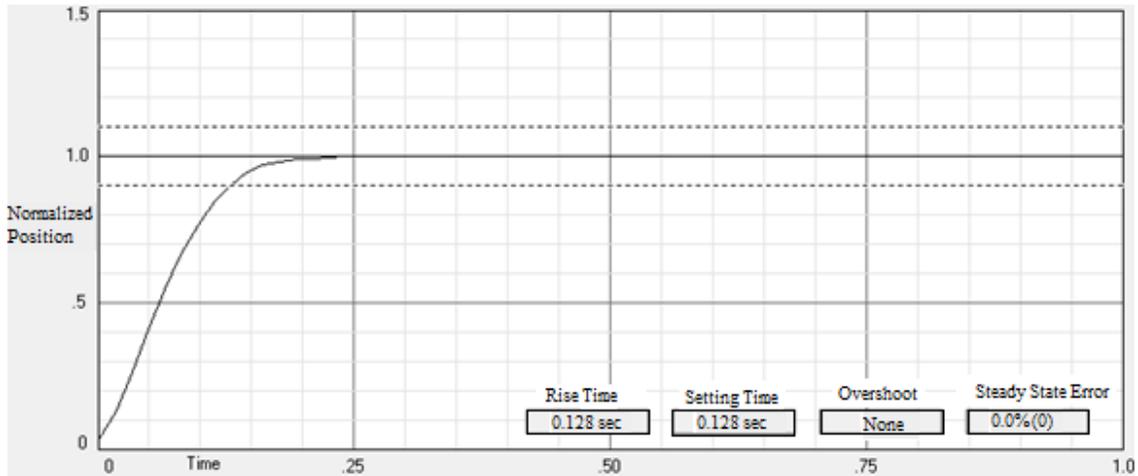


Figura 5. 5 Curva de respuesta del motor del Pronosupinador

5.4 Diseño a detalle del Pronosupinador (PS)

El pronosupinador consta de tres piezas principales, el soporte de antebrazo, el cilindro y el piñón. El soporte de antebrazo (Fig. 5.5) tiene el soporte para el motor, así como los orificios para colocar el perno para la fijación del cilindro. Para unirlo al efector final del mecanismo tiene en la parte inferior la unión que se realiza por medio de un balero para permitir el giro sobre su propio eje y adaptar el brazo al movimiento del mecanismo. Se consideran las dimensiones antropométricas del brazo para las medidas del PS. Las medidas del soporte son: diámetro 125 mm, soporte de motor 25 mm, cavidad para la transmisión 22.5x37.1 mm.

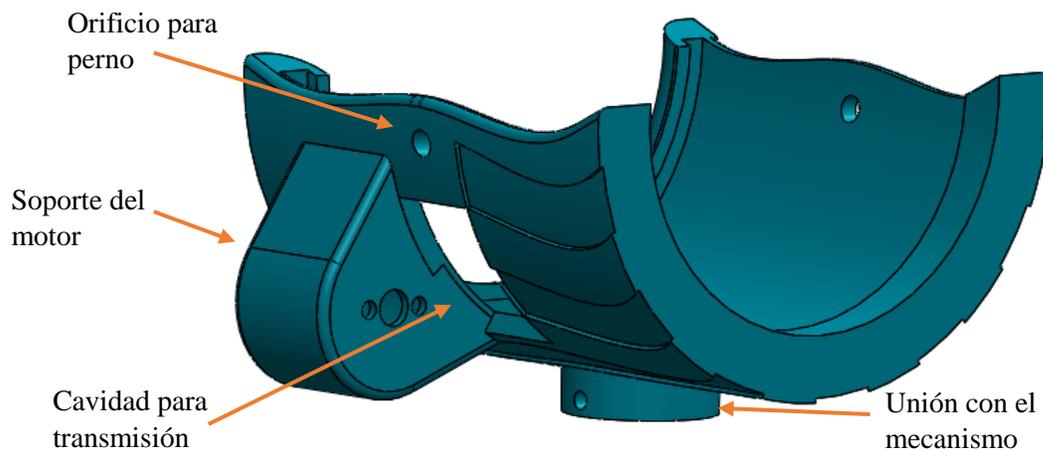


Figura 5. 6 Soporte de antebrazo

El cilindro (Fig. 5.7) consta de una cremallera circular, que permite la transmisión del movimiento del motor; la barra de sujeción es la pieza donde el paciente se sujeta del mecanismo, además tiene orificios para fijar el cilindro en la posición deseada, sus dimensiones son 100 mm de diámetro, la barra de sujeción 20 mm de diámetro y la corredera circular tiene un paso 2 mm.

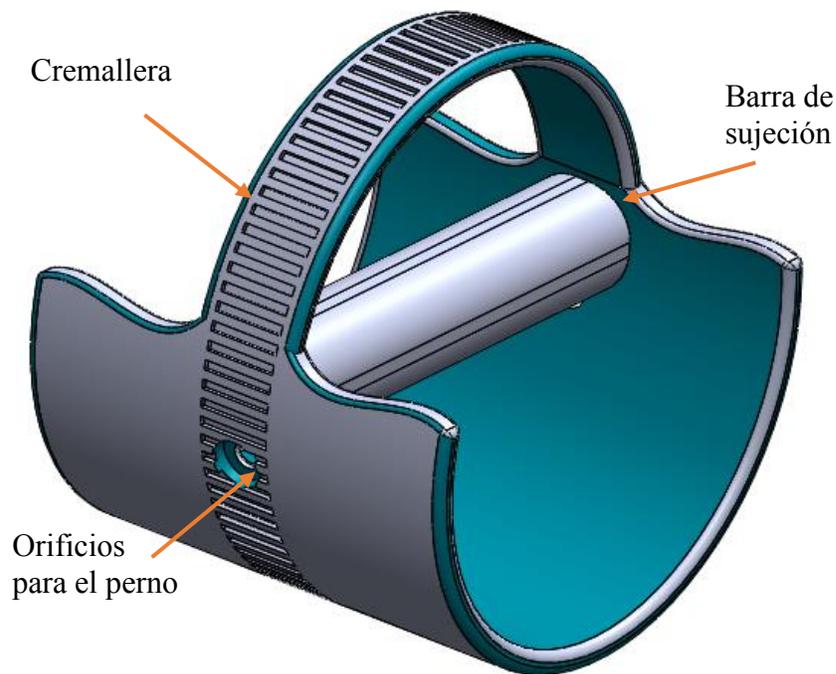


Figura 5. 7 Cilindro con cremallera

El piñón se coloca en la flecha del motor para transmitir el movimiento en la cremallera circular y hacer girar al cilindro. Tiene un paso de 2 mm, y un diámetro de 39 mm.

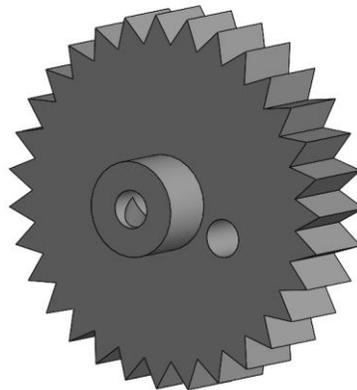


Figura 5. 8 Piñón que se coloca en la flecha del motor transmite movimiento al cilindro

5.5 Sensor óptico

El PS como se mencionó anteriormente se puede utilizar para la interacción con una interfaz virtual por lo que se coloca un sensor óptico, en el que el emisor ilumina la superficie donde se desliza el sensor, la luz es captada por el receptor y se procesa, de modo que se determinan los cambios de posición desde el último movimiento y los cambios se interpretan como coordenadas del puntero en la pantalla de la computadora, es decir, mueve el cursor y traduce los movimientos al deslizar el PS en datos digitales. La comunicación se realiza por USB inalámbrico, y se obtienen las coordenadas con un programa desarrollado en Visual Basic que se encuentra en el Anexo VI.

5.5.1 Diseño y construcción del sensor óptico

El sensor óptico sirve como soporte del pronosupinador, tiene cuatro ruedas que le permiten deslizarse sobre una superficie. El diseño CAD se muestra en la Figura 5.9.

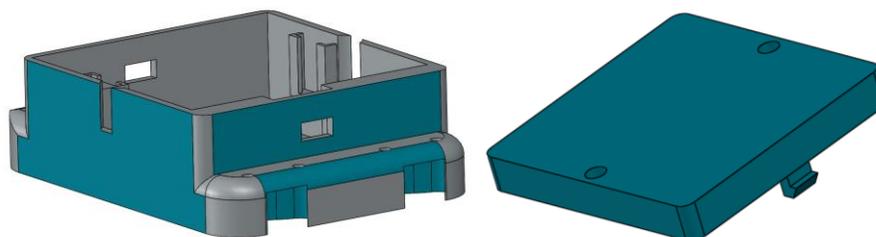


Figura 5. 9 Carcasa del sensor óptico

El prototipo se fabricó con impresión 3D con material PLA con una densidad del 20% (Fig. 5.10).

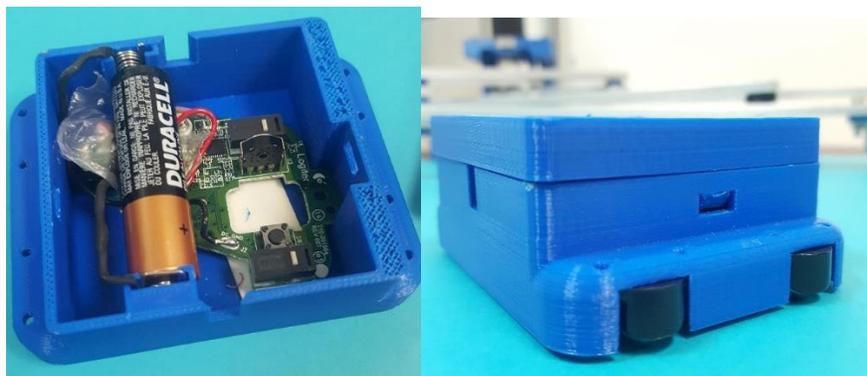


Figura 5. 10 Sensor óptico

Las características del sensor son las siguientes:

- * Dimensiones del receptor: 14.4 mm x 18.7 mm x 6.1 mm.
- * Peso del receptor: 1.8 g.
- * Tecnología del sensor: seguimiento óptico avanzado.
- * Resolución del sensor: 1000.
- * Duración y tipo de batería: batería AA con duración de 12 meses.
- * Tecnología inalámbrica con funcionamiento de 10 m.
- * Conexión inalámbrica avanzada de 2.4 GHz.
- * Receptor USB.
- * Compatible con Windows Vista, 7, 8 y 10 y Mac.

La Figura 5.11 muestra el ensamble del diseño final del sensor óptico con el PS. El sensor óptico se ensambla con un tornillo al soporte.

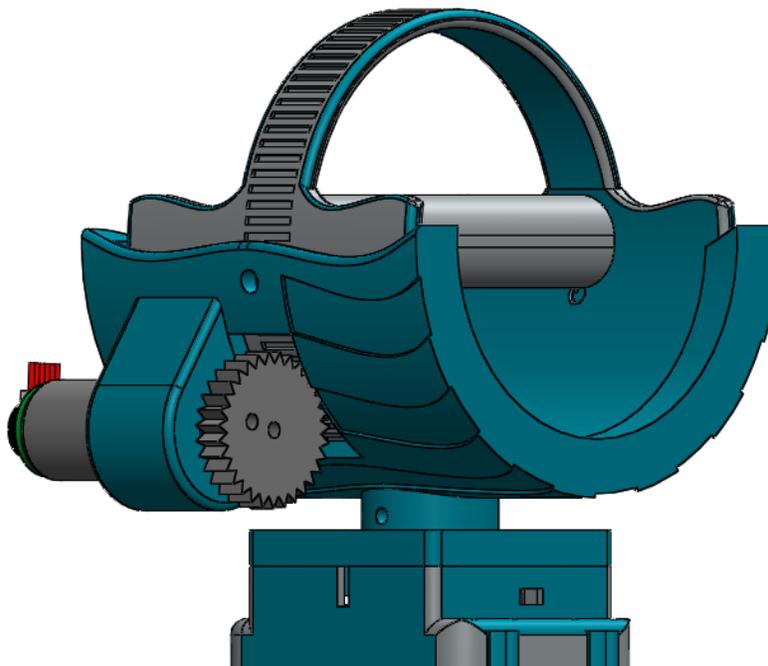


Figura 5. 11 Diseño final

5.6 Construcción e implementación del Pronosupinador en el efector final

Se realiza el ensamble del soporte con el motor a un costado, el cilindro con corredera y el piñón sujeto a la flecha del motor. Se instala el sensor óptico en el efector final el efector final de NURSE, debajo de la barra y sobre la barra se coloca un rodamiento que permite que gire sobre la barra (Fig. 5.12), y sobre el rodamiento se coloca el PS (Fig. 5.13).

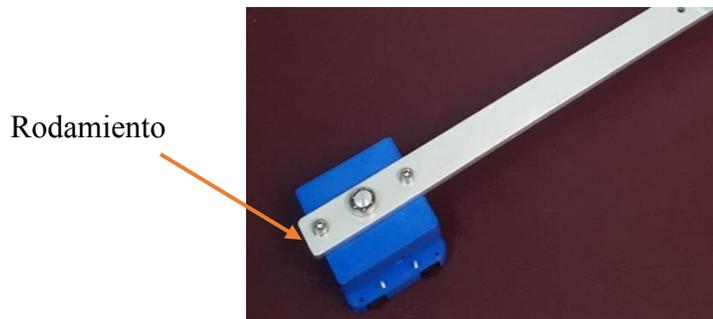


Figura 5. 12 Sensor óptico y rodamiento

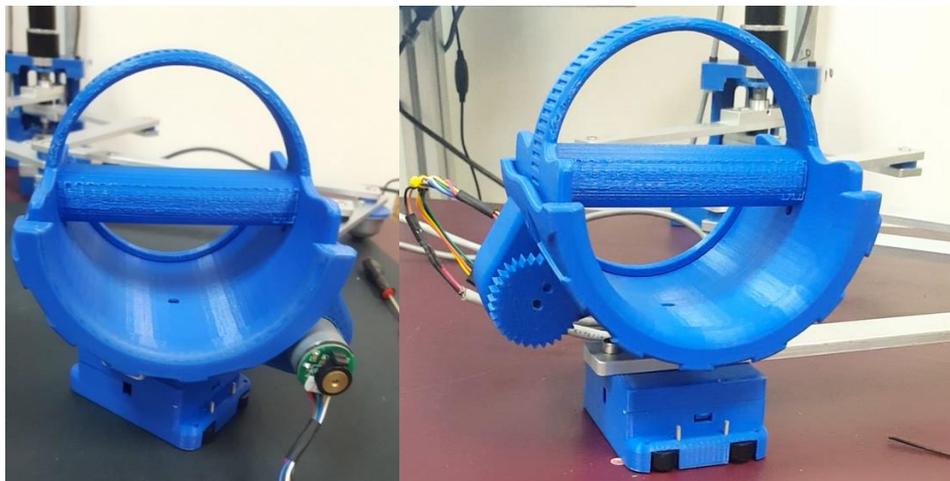


Figura 5. 13 Implementación del PS

En la Figura 5.12 se puede ver el motor dentro de la cavidad del cabestrillo, en la parte de abajo se encuentra unido el sensor óptico a la barra, sustituyendo la rueda que se encontraba en el efector final de NURSE. Se colocan cuatro ruedas en la carcasa del sensor para facilitar el movimiento del mecanismo.

La interfaz virtual consta de juegos que permiten la interacción del paciente con el mecanismo y un entorno virtual mientras realiza ejercicios de rehabilitación

El pronosupinador en NURSE se puede utilizar para las dos etapas de rehabilitación pasiva y activa. Gracias a las coordenadas del sensor es posible conocer la posición del efector final en la pantalla y poder graficar los movimientos que se realizan y así retroalimentar al terapeuta con la trayectoria real que se siguió, utilizándolo para la terapia pasiva. Para el control del ángulo de rotación del cilindro se utiliza una transmisión piñón corredera circular que transmite el movimiento del motor, al que se le implementa un control PD. Para la terapia activa, al tiempo que el paciente mueve el efector final con el PS, responde el cursor en la pantalla lo que le permite utilizar al mecanismo como una especie de *mouse* para poder manipular los gráficos de la interfaz virtual. En la Figura 5.14 se muestra una imagen de la integración del PS en NURSE.

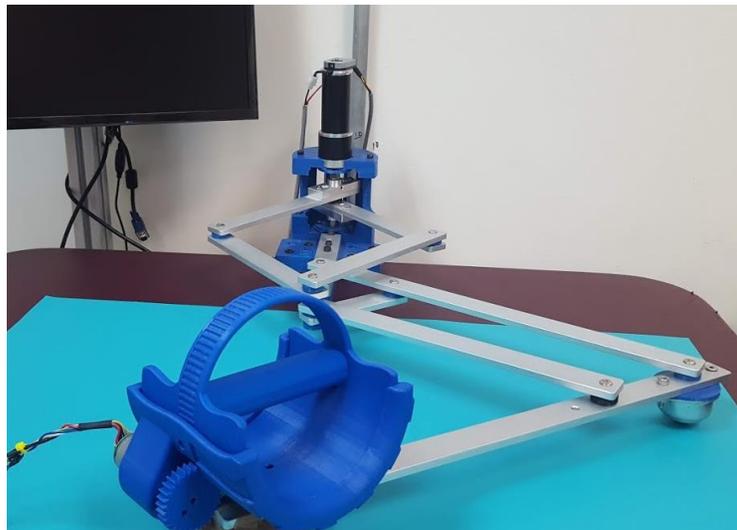


Figura 5. 14 Integración del pronosupinador.

Capítulo 6. Interfaces: Gráfica de usuario y virtual

Como resultado de la visita y el intercambio de experiencias con los especialistas del CRIQ, surge la necesidad de implementar dos interfaces, una que permita la operación del mecanismo y otra que permita al paciente realizar terapias más interactivas y dinámicas. Estas serán la interfaz de usuario e interfaz virtual respectivamente.

6.1 Interfaz de usuario

6.1.1 Requerimientos

A partir de los comentarios de los terapeutas acerca de los requerimientos para la interfaz de usuario surgieron las siguientes recomendaciones:

- * Regular la velocidad entre baja, media y alta.
- * Incluir una ventana para registrar al paciente.
- * Visualizar el número de expediente (edad, nombre y patología).
- * Integrar un paro de emergencia.
- * Seleccionar la trayectoria y secciones de estas.
- * Colocar número de repeticiones.

Además, la interfaz debe ser intuitiva para simplificar el manejo al terapeuta.

6.1.2 Programación

La interfaz gráfica de usuario se desarrolla en Visual Studio 2017 con el lenguaje C++, porque al mismo tiempo se puede realizar el control de los motores y la interfaz gracias a su programación orientada a objetos. Las tarjetas que se utilizan para el control son PIC-SERVO, presentadas en la sección 4.7, dichas tarjetas permiten una programación en Visual Studio 2005, en este caso se quiere hacer una interfaz que sea capaz de funcionar en sistemas operativos actuales, y se ha logrado una programación funcional para versiones 2017. En la Figura 6.1 se muestra la primera versión de la interfaz.

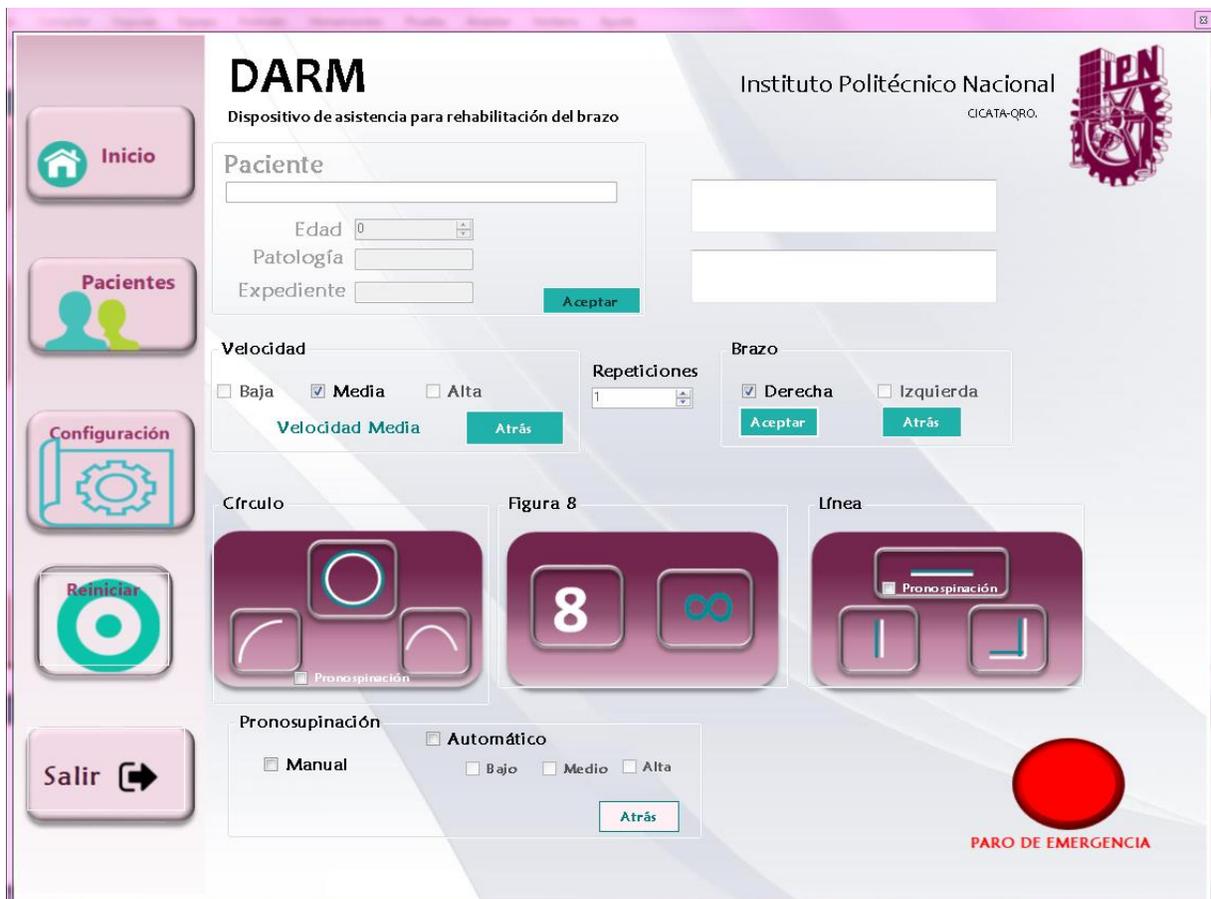


Figura 6. 1 Interfaz de usuario

La interfaz está compuesta por seis secciones: menú, datos del paciente, velocidad, elección del brazo, trayectorias y pronosupinación. La sección de menú tiene las siguientes opciones:

- * Botón **Inicio**, que tiene la función de inicializar el puerto, inicializa las tarjetas, realiza la comunicación y coloca las ganancias del control. Además, al presionarlo se habilita la sección del paciente.
- * Botón **Pacientes** se encuentra la una ventana de registro (Fig. 6.2), tiene los botones de agregar, editar y eliminar el registro dependiendo de la necesidad.

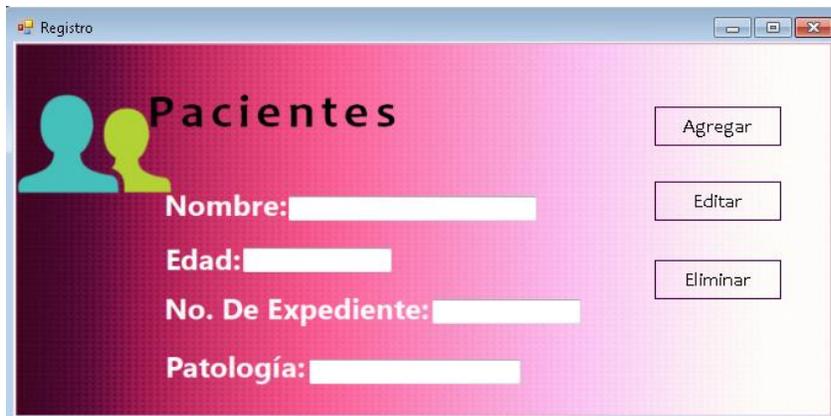


Figura 6. 2 Ventana de registro

- * El botón **Configuración** tiene la opción de cambiar de puerto.
- * El botón **Reiniciar** tiene la función de enviar al dispositivo automáticamente al punto de inicio.
- * El botón **Salir**, desactiva las tarjetas y cierra la interfaz.

En la sección de **Datos del paciente** se puede visualizar del nombre, edad y patología del paciente. Al presionar el botón de aceptar se deshabilita la sección para que en el transcurso de la terapia no se puedan modificar los datos hasta que termine el paciente y a su vez se habilita la captura de repeticiones, así como las secciones de la velocidad y el brazo

En la sección de **Velocidad**, se puede elegir la velocidad del ejercicio de rehabilitación dependiendo del grado de lesión del paciente, se deja a criterio del terapeuta. Al seleccionarla se deshabilita para que no se modifique durante la ejecución de la trayectoria, si se desea modificar la velocidad se presiona el botón atrás.

En el cuadro de **Repeticiones** se introduce el número de veces que se va a ejecutar una trayectoria.

En la sección de **Brazo**, se selecciona el brazo lesionado, esto para cambiar el sentido de las trayectorias. Al presionar aceptar se deshabilita la sección de velocidad, repeticiones y la sección del brazo, si se desea modificar se presiona el botón atrás al mismo tiempo se habilita la sección de la selección de trayectoria.

En la sección de **Trayectorias**, se puede seleccionar el segmento que se desea realizar, así como la posición de la trayectoria. En cada ejercicio que se puede combinar con la pronosupinación se activan las opciones de la ventana **Pronosupinación** para combinarlo.

La sección de **Pronosupinación** tiene la opción de hacerlo **manual** o **automático**; manual para utilizarlo en la rehabilitación activa o automático, donde se controla el movimiento.

El **Paro de emergencia** es un punto importante, ya que si el terapeuta lo cree necesario pueda detener el dispositivo activando el gráfico del botón rojo.

El uso de la interfaz es intuitiva, es decir, la interfaz desactiva las ventanas que no están en uso y no permite acciones en algún otro botón hasta que éste sea habilitado, es decir, se crea una secuencia de activación de botones con la habilitación en partes. Una vez que se oprime el botón de inicio en el que todo el sistema de control se inicializa, se realiza la comunicación de las tarjetas, se ajustan los valores de ganancia y es hasta entonces que desbloquea la parte de la introducción de datos del paciente, una vez que se oprime el botón de aceptar se desbloquea la velocidad, el número de repeticiones y la elección del brazo, una vez elegidos dichos parámetros se desbloquean los botones de las trayectorias para elegir la deseada.

6.1.3 Integración del controlador

Para la emulación de las trayectorias definidas, se necesita programar la cinemática inversa para calcular las coordenadas articulares de los motores, para enviar el dato a la tarjeta de control y así poder ejecutar la trayectoria que el médico desea. Al momento de inicializar el sistema, se realiza la comunicación con las tarjetas, se lee el puerto y se ajustan las ganancias para el control PID. El mecanismo tiene una posición de inicio el cual es un punto aproximado al centro de cada trayectoria, siendo una posición cómoda para el paciente; es necesario ubicar al mecanismo en forma manual al inicializar el controlador para que la interfaz gráfica de usuario asigne el *set point* en el código. También se lee la posición de los dos motores.

En los diagramas de flujo de la Figura 6.3 se muestra la secuencia del programa.

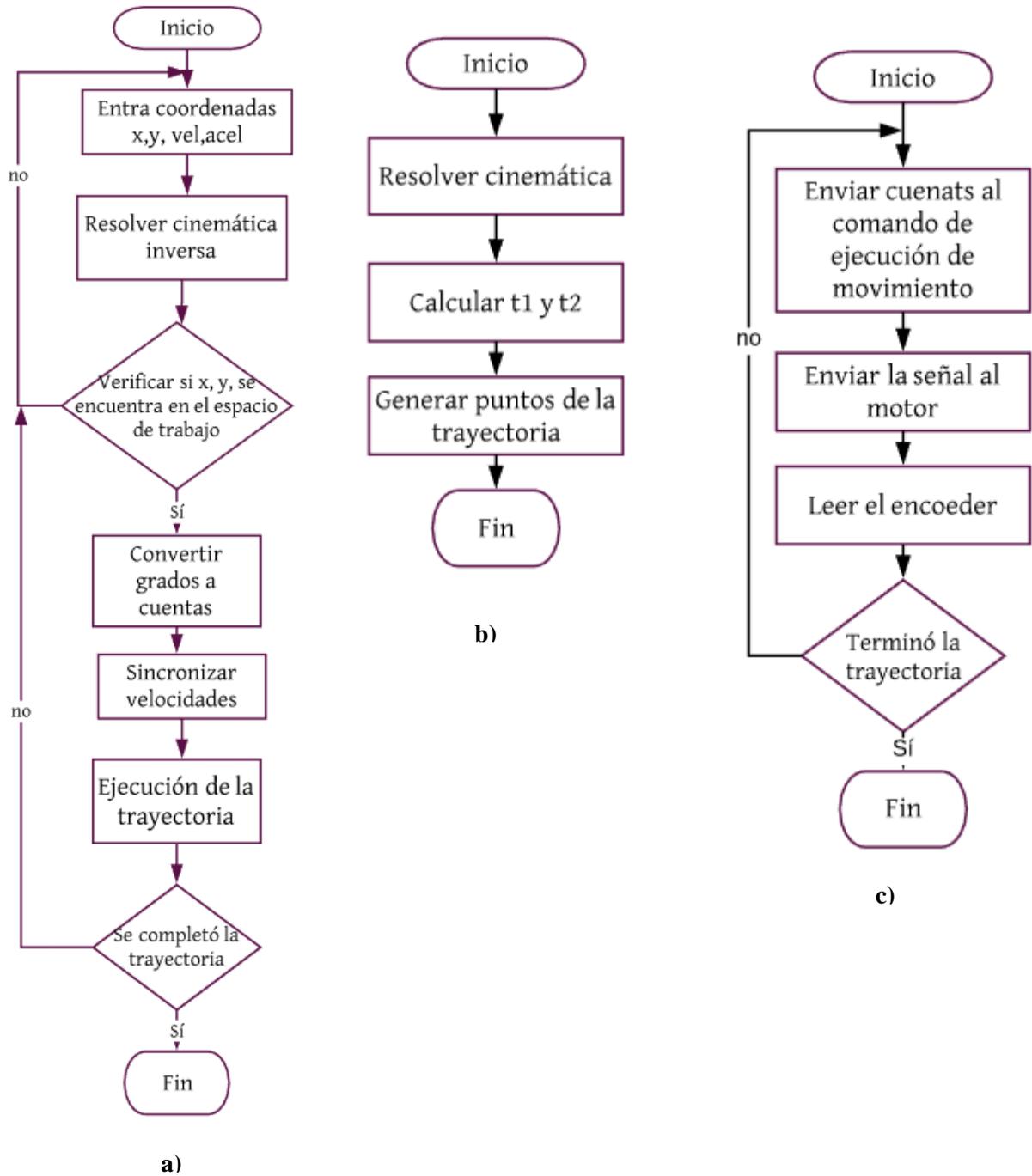


Figura 6. 3 a) Secuencia del programa b) Cinemática inversa c) Envío de instrucciones a los motores

La secuencia de la programación (Fig. 6.3a) comienza con las coordenadas ya conocidas x, y y para resolver la cinemática inversa y calcular las coordenadas angulares de los motores (Fig. 6.3b), se convierten en cuentas del encoder y se envían la señal a los motores (Fig. 6.3c).

6.1.4 Sincronización de motores

La sincronización de motores es importante, debido a que las coordenadas de cada motor al generar un punto en la trayectoria son diferentes, es decir, un motor gira un ángulo mayor que el otro en cada punto; por lo que si se mueven a la misma velocidad no llegarán al mismo tiempo, lo que se ve reflejado durante la generación de una trayectoria. Es necesario una sincronización para que lleguen al mismo tiempo a una posición. La sincronización de los motores se realiza recalculando la velocidad para uno de los motores. Es de interés que los motores cuyas coordenadas articulares son θ_1 y θ_2 lleguen al mismo tiempo, y se sabe que la distancia para los dos entre la posición inicial y final es conocida, por lo que se asigna un valor de la velocidad constante (V) y a partir de ese valor se calcula el tiempo (t) estimado en llegar a su posición para cada motor (ec. 6.1), de los dos tiempos calculados se toma el tiempo máximo (t_{max}) que es dado por el motor más lento y con ese valor se calcula la nueva velocidad para cada motor (v_{θ_i}), para que independiente de la distancia que tenga que recorrer cada uno lleguen al mismo tiempo.

$$t = \frac{P_n - P_{n-1}}{V} \quad \text{Ecuación 6.1}$$

Donde:

$$P_n = \theta_i$$

$$P_{n-1} = \theta_{i-1}$$

$$t_{\theta_1} \text{ y } t_{\theta_2} \longrightarrow t_{max}$$

$$v_{\theta_1} = \frac{P_n - P_{n-1}}{t_{max}}$$

$$v_{\theta_2} = \frac{P_n - P_{n-1}}{t_{max}}$$

Este cálculo de velocidad se realiza para cada punto generado de la trayectoria. El código de programación de una de las trayectorias se encuentra en el anexo AII.

6.1.5 Coordenadas angulares de los motores durante la trayectoria

La cinemática inversa permite el cálculo de un conjunto de ángulos de articulación que corresponderá a la configuración (posición y orientación) de destino; conociendo un punto inicial y un punto final (Flórez-Vergara, 2016).

Se planifican diversas trayectorias como el círculo, la Figura 8, la línea, entre otras, con una velocidad constante entre punto y punto, en las Figuras 6.3, 6.4 y 6.5 se presentan las gráficas de la trayectoria en el espacio de las articulaciones para cada ejercicio, de tal manera que se genera una ruta en la cual se especifica en función de los ángulos de articulación.

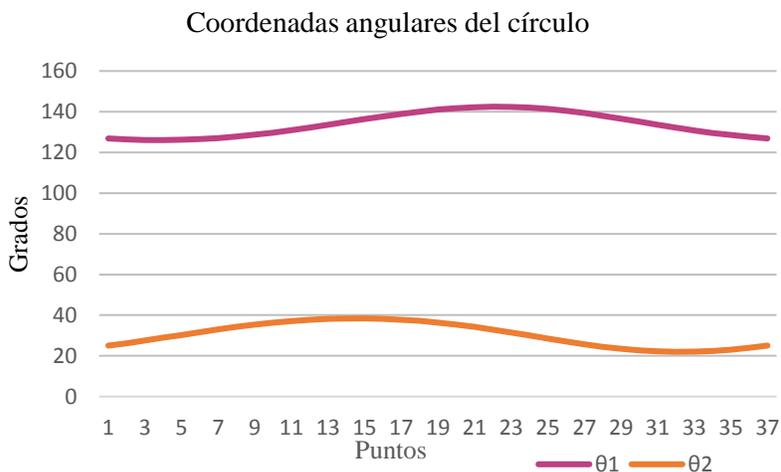


Figura 6. 4 Coordenadas angulares para el círculo

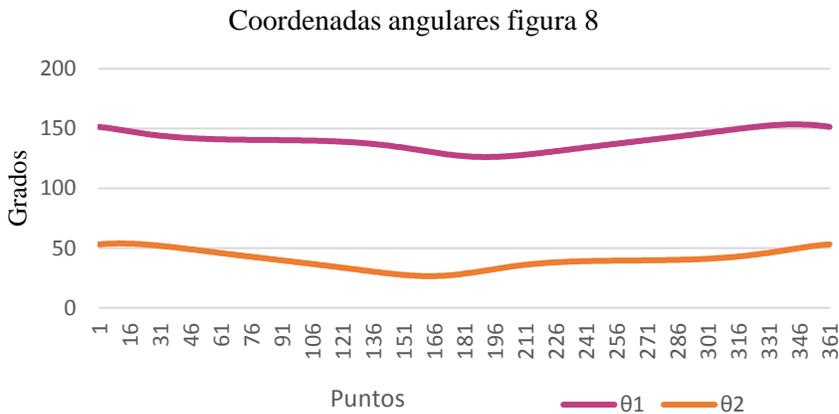


Figura 6. 5 Coordenadas angulares para la figura 8

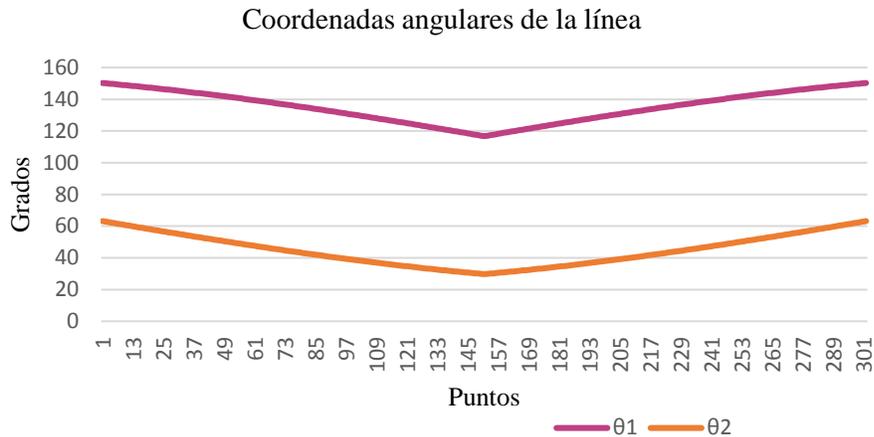


Figura 6. 6 Coordenadas angulares para la línea

6.1.6 Consumo de corriente de los motores durante las trayectorias

Se mide el consumo de corriente de uno de los motores durante la ejecución de las trayectorias. Se registra una corriente de 1.25 A como punto más alto durante la trayectoria de la figura 8, si se considera que los dos motores consumen la misma corriente, el dispositivo tiene un consumo aproximado de 2.5 A.

6.2 Interfaz virtual

La interfaz virtual está enfocada para el uso del paciente y del terapeuta, se puede utilizar en tareas de la rehabilitación, como en la terapia activa, debido a que el paciente es capaz de mover el dispositivo. Esta interfaz consiste en desarrollar juegos que le permitan al paciente realizar los ejercicios de terapias inmersos en un ambiente virtual, que le ayude a realizar los ejercicios de forma interactiva y jugar mientras se ejercita. El software que se utiliza para el desarrollo es Unity con lenguaje de C#. Unity 3D es una de las plataformas para desarrollar videojuegos. Permite la creación de juegos para múltiples plataformas a partir de un único desarrollo, incluyendo el desarrollo de juegos para consola, escritorio, navegador, móviles y tabletas. Permite también el desarrollo de juegos 2D (Unity, 2018).

6.2.1 Requerimientos de la interfaz virtual

Atendiendo a las necesidades de los terapeutas del CRIQ, los requerimientos de la interfaz virtual son las siguientes:

- * El paciente debe ser capaz de seguir las trayectorias de las terapias mientras juega.
- * Los juegos deben permitir mejorar la precisión del paciente y el control motriz
- * Registro del nombre del paciente (nombre del jugador)
- * Elección del nivel del juego

Desplegar y almacenar el puntaje al final de juego para utilizarlo como medida del progreso del paciente

6.2.2 Diseño conceptual

Existe variedad de juegos y actividades que se pueden realizar mediante el dispositivo en el plano horizontal, que además de simular las trayectorias permiten el movimiento libre de la extremidad superior. Los juegos que se incluyen en la interfaz son:

- * *Pegarle al topo*: este juego permite realizar movimientos de flexo extensión, así como el de aducción, además de mejorar la habilidad y coordinación motora.
- * *Hockey*: permite la flexoextensión, además de ayudar a mejorar los reflejos, además permite el movimiento libre del brazo.
- * *Laberinto*: este juego permite evaluar el nivel de precisión del movimiento del brazo y mejorar su desempeño.
- * *Memorama*: este juego permite ejercitar la memoria para ayudar a los pacientes que han sufrido un accidente cerebrovascular, además de la pérdida de movilidad del brazo.
- * *Cocina una pizza*: hay tareas cotidianas que van desde abrir una puerta hasta sujetar y transportar objetos, por lo que este juego está enfocado a mejorar las dichas habilidades, y se realiza por medio de la pronosupinación.

6.2.3 Sensor óptico

El propósito de la interfaz virtual es la interacción del paciente con juegos dinámicos por medio del dispositivo (Fig. 6.7). El paciente se sujeta del mecanismo en el Pronosupinador del efector final, al cual está adaptado un sensor óptico que obtiene las coordenadas de posición (x,y) en la pantalla del cursor mediante un programa. Se conecta a la PC por un USB inalámbrico y se maneja como un *mouse*. En el anexo VI se encuentra el código para obtener las coordenadas del cursor en la pantalla.

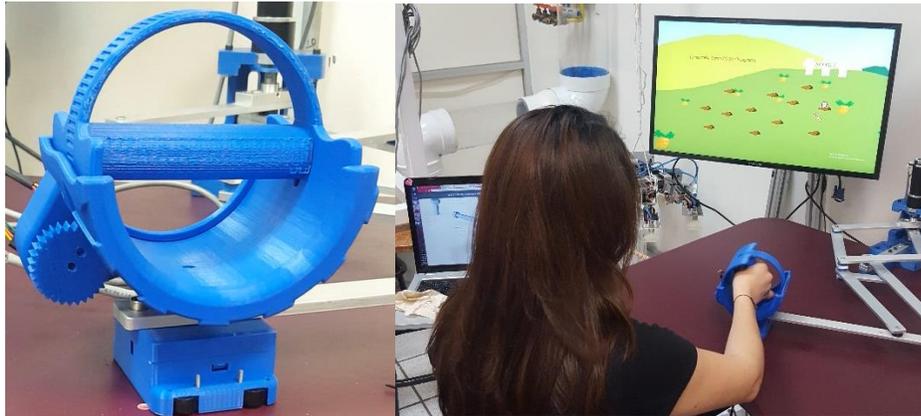


Figura 6. 7 Sensor óptico adaptado al efector final

6.2.4 Implementación de la interfaz virtual

Se desarrollaron cinco juegos en la plataforma Unity en lenguaje C#, diseñados de tal forma que al momento de jugar se realicen los ejercicios más comunes en la rehabilitación. En el Anexo V se encuentra el código del juego de los topos. Se integran los cinco juegos en la interfaz virtual, el menú principal (Fig. 6.8), integra los requisitos básicos de la interfaz.



Figura 6. 8 Menú principal

En la Figura 6.9 se muestra el diagrama de flujo de la pantalla principal en la que cada botón tiene una función. El botón de **Jugadores** es donde se encontrará la lista de los pacientes.

En el botón **Instrucciones** estarán las instrucciones básicas de los juegos e interfaz, el botón **Salir** permite salir de la interfaz.

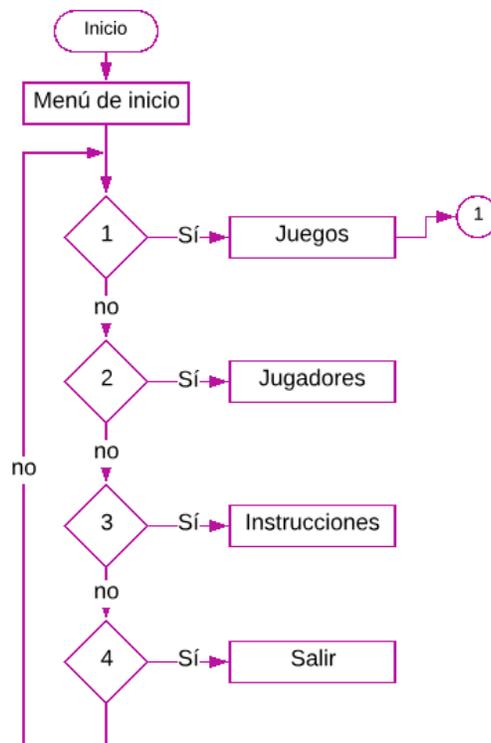


Figura 6. 9 Diagrama de flujo pantalla principal

En el botón **Juegos** se encuentra la lista de juegos (Fig. 6.10). Se muestran los diferentes juegos de forma en que la persona que lo utilice visualice de que juego se trata.

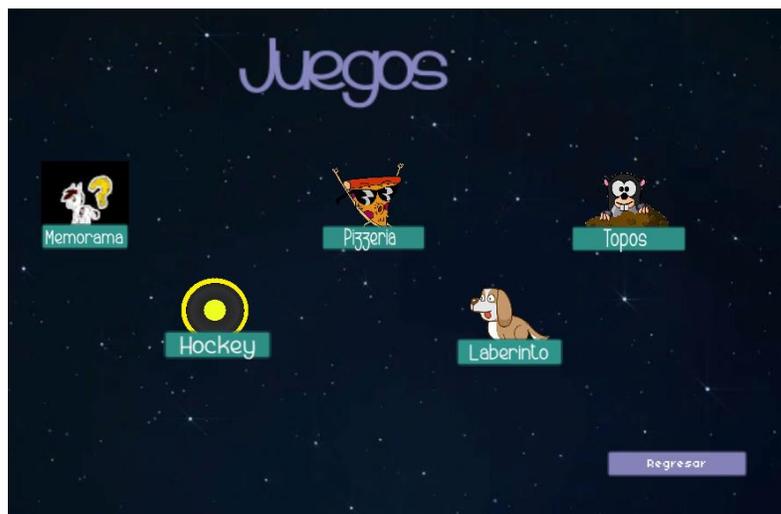


Figura 6. 10 Menú de juegos

En la Figura 6.11 se muestra el diagrama de flujo de la pantalla de juegos, donde al seleccionar el juego aparece el juego al que hace referencia. De la misma forma al presionar el botón **Regresar** envía al menú principal.

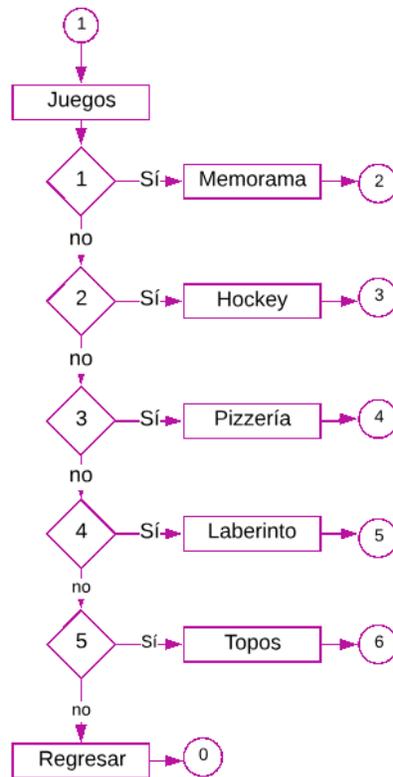


Figura 6. 11 Diagrama de flujo menú de juegos

Memorama

Para los pacientes que han tenido lesiones cerebrovasculares, es importante ejercitar la memoria, es por eso se agrega un juego de memoria a la interfaz. La pantalla principal del juego muestra las instrucciones y la dificultad (Fig. 6.12).



Figura 6.12 Menú principal del memorama

La dificultad del juego consiste en agregar cada vez más cartas, se realiza el conteo de intentos y el tiempo (Fig. 6.13), los datos arrojados permiten al terapeuta ver el avance del paciente, es decir, a medida que ejercita su memoria, tardará menos en encontrar las parejas.



Figura 6.13 Memorama

Una vez que haya encontrado todas las parejas aparece una pantalla de retroalimentación y felicitación (Fig. 6.14).



Figura 6.14 Retroalimentación

El diagrama de flujo del memorama se presenta en la Figura 6.15, en el que se muestra la lógica con la que se realiza la programación del juego.

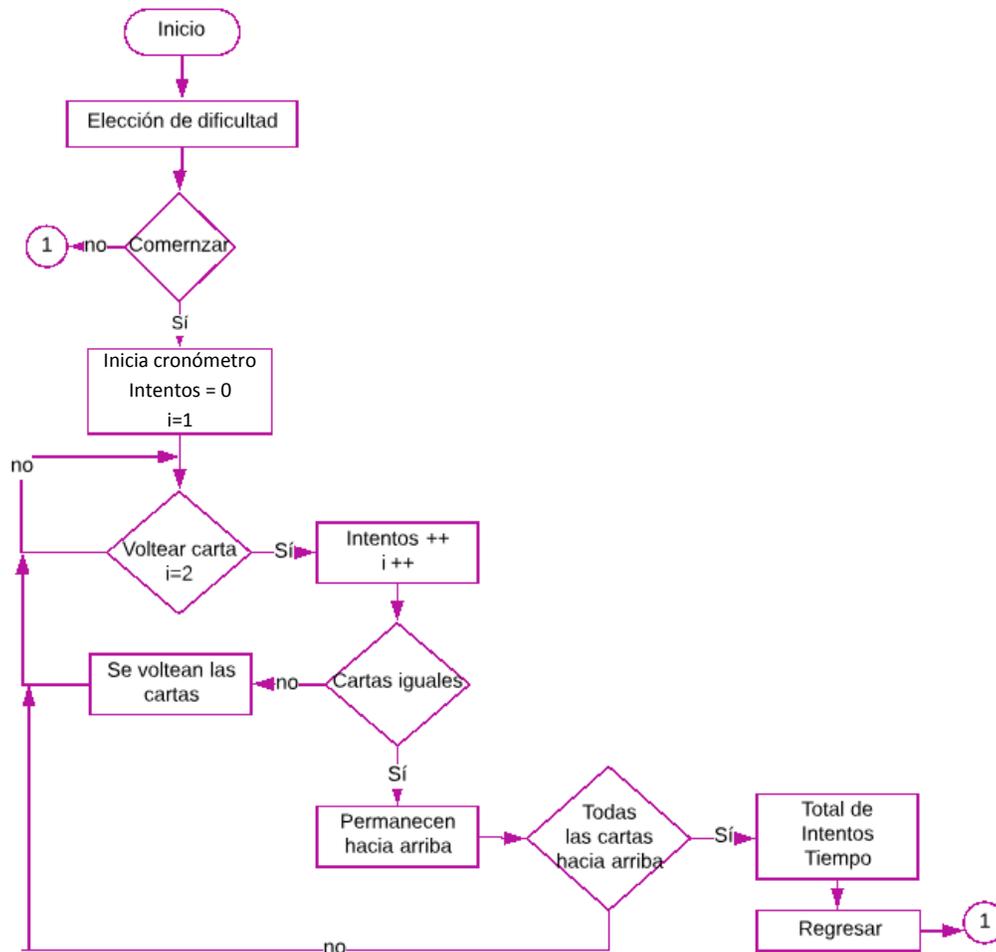


Figura 6. 15 Diagrama de flujo del memorama

Air hockey

El juego permite realizar movimientos libres y de flexo extensión, el **Menú principal** (Fig. 6.16) contiene las instrucciones básicas y los botones **Iniciar** y **Salir**.



Figura 6. 16 Menú principal Air Hockey

En el juego se encuentra el marcador y el botón **Reiniciar disco** (Fig. 6.17). Con este juego se logra que el paciente realice los movimientos de forma dinámica y se divierta mientras tanto. El juego es para una persona a la vez, ya que el contrincante a vencer es la computadora.



Figura 6. 17 Air hockey

Al finalizar el juego aparece una pantalla de felicitación o de volver a intentarlo dependiendo del resultado (Fig. 6.18)

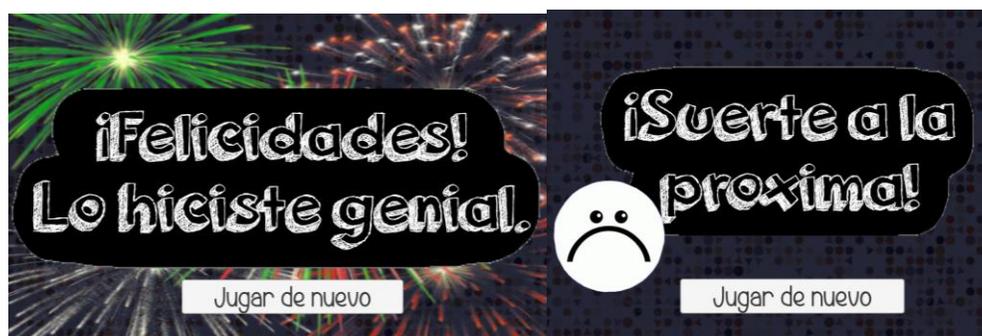


Figura 6. 18 Resultado del partido

En el diagrama de la Figura 6.19 se muestra el proceso del Hockey. Donde los marcadores que se muestran en pantalla son *pc* y *p*; El *pusher* es el maso con el que el paciente interactúa con el juego, el otro jugador es la computadora por lo tanto hay un objeto llamado *pusher p* que es el maso del pc. Cuando se detecta que ha colisionado con las paredes de la mesa o con el maso de un jugador, el disco rebota, y si el disco toca la meta se aumenta uno al contador.

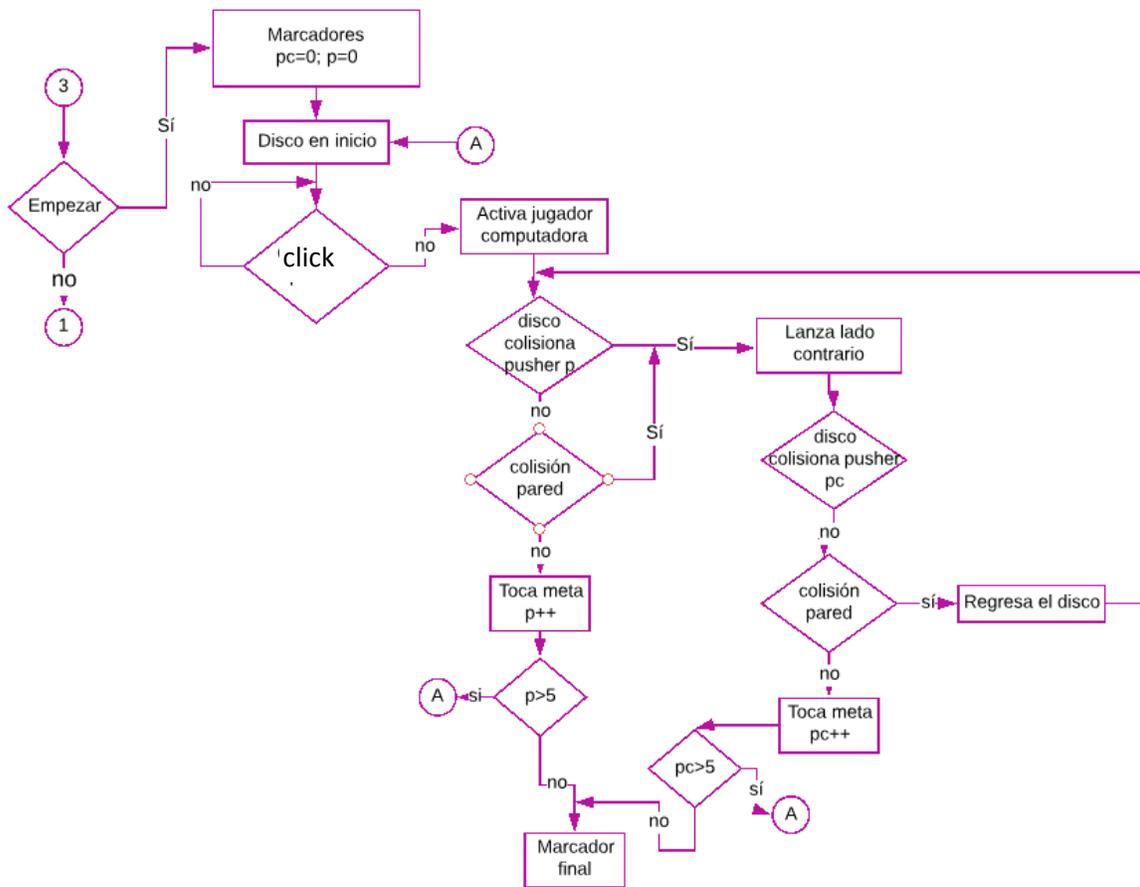


Figura 6. 19 Diagrama de flujo del Hockey

Laberinto

Este juego permite mejorar la precisión del movimiento del brazo. La Figura 6.20 muestra el menú principal del juego.



Figura 6. 20 Menú principal del juego

El primer nivel del juego es un laberinto sencillo (Fig. 6.21). La dificultad del juego consiste en que el laberinto se vuelve más complejo y más angosto en cada nivel (Fig. 6.22), por lo que exige mayor precisión en el movimiento.

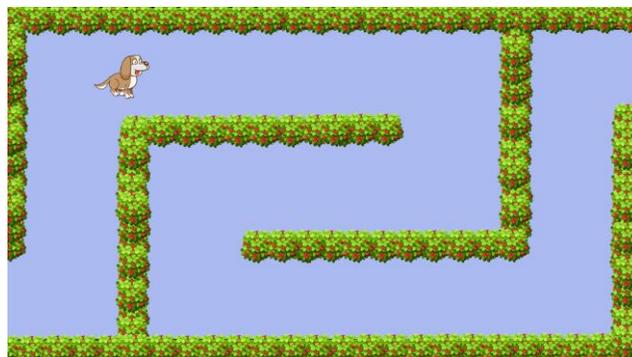


Figura 6. 21 Primer nivel del laberinto



Figura 6. 22 Segundo nivel del laberinto

Al final de cada nivel aparecerá la pantalla de felicitación y continuar (Fig. 6.23). En caso de que el paciente llegue a chocar al perro contra una pared, este regresa al inicio.



Figura 6. 23 Pantalla final

El paciente se sujeta del pronosupinador, cuando el cursor toque el objeto entonces el paciente es capaz de guiar al objeto con el mecanismo, si el objeto colisiona con las paredes del laberinto el objeto se reinicia, mientras no colisione el objeto el juego sigue su curso normal. Una vez tocando el objeto en la meta continua en el siguiente nivel. Diagrama de flujo en la Figura 5.24.

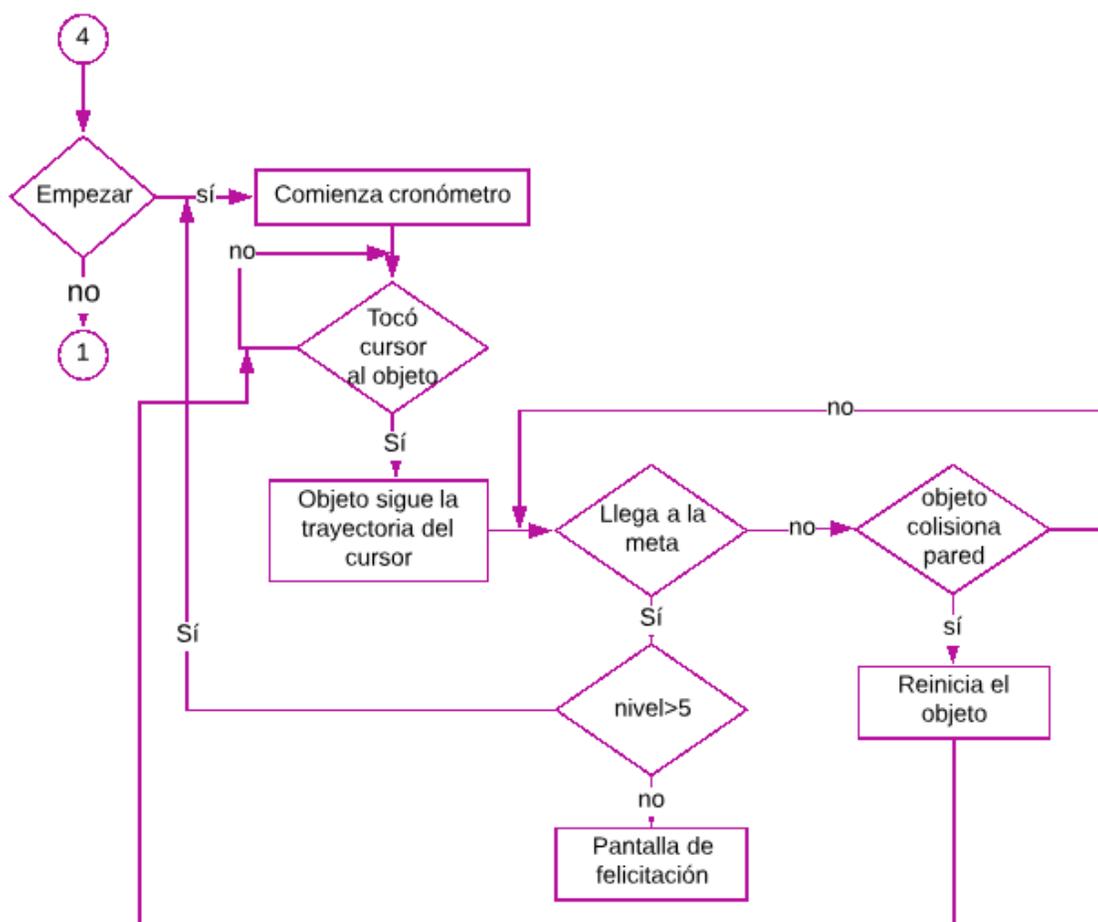


Figura 6. 24Diagrama de flujo del laberinto

Topos

El juego de topos permite realizar los ejercicios de flexo extensión del brazo, ayuda a mejorar la rapidez del movimiento y los reflejos. El menú principal (Fig. 6.25) contiene una barra de dificultad, la cual se refleja en la rapidez de los topos para aparecer y desaparecer, el nivel de dificultad lo decide el terapeuta.



Figura 6. 25 Menú principal de topos

El juego (Fig. 6.26a) consiste en “aplastar” todos los topos posibles en un minuto, al final de juego se muestra la pantalla de retroalimentación (Fig. 6.26b).

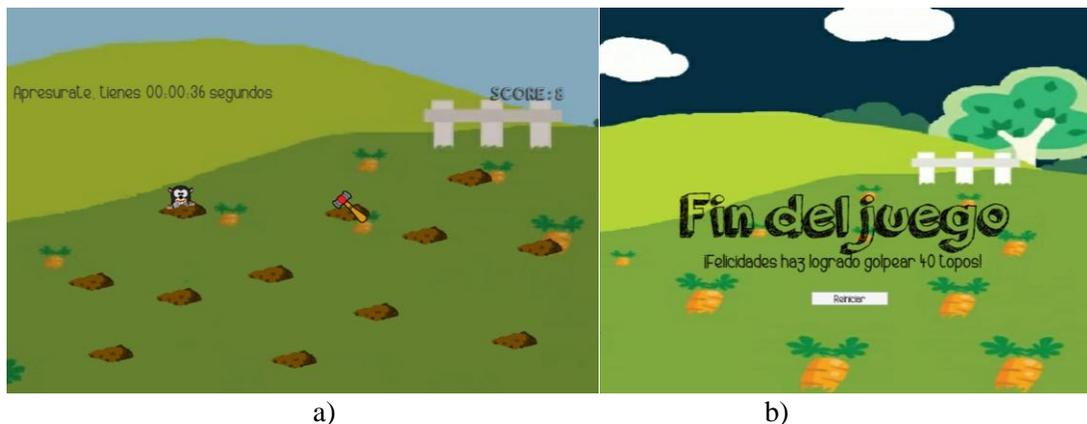


Figura 6. 26 a) Juego de topos b) Pantalla de retroalimentación

El juego consiste en aparecer topos aleatoriamente en la pantalla durante cinco segundos, el paciente con el cursor tiene que ir a ellos y posicionar el objeto que tiene el cursor y aplasta el topo, si lo logra aplastar antes de desaparecer cuenta un punto, si tarda más de cinco segundos entonces desaparece y aparece uno en otro lugar. La retroalimentación se da en la pantalla de retroalimentación, y son todos los puntos alcanzados en 60 seg. El desarrollo del juego se basa en el diagrama de flujo de la Figura 6.27.

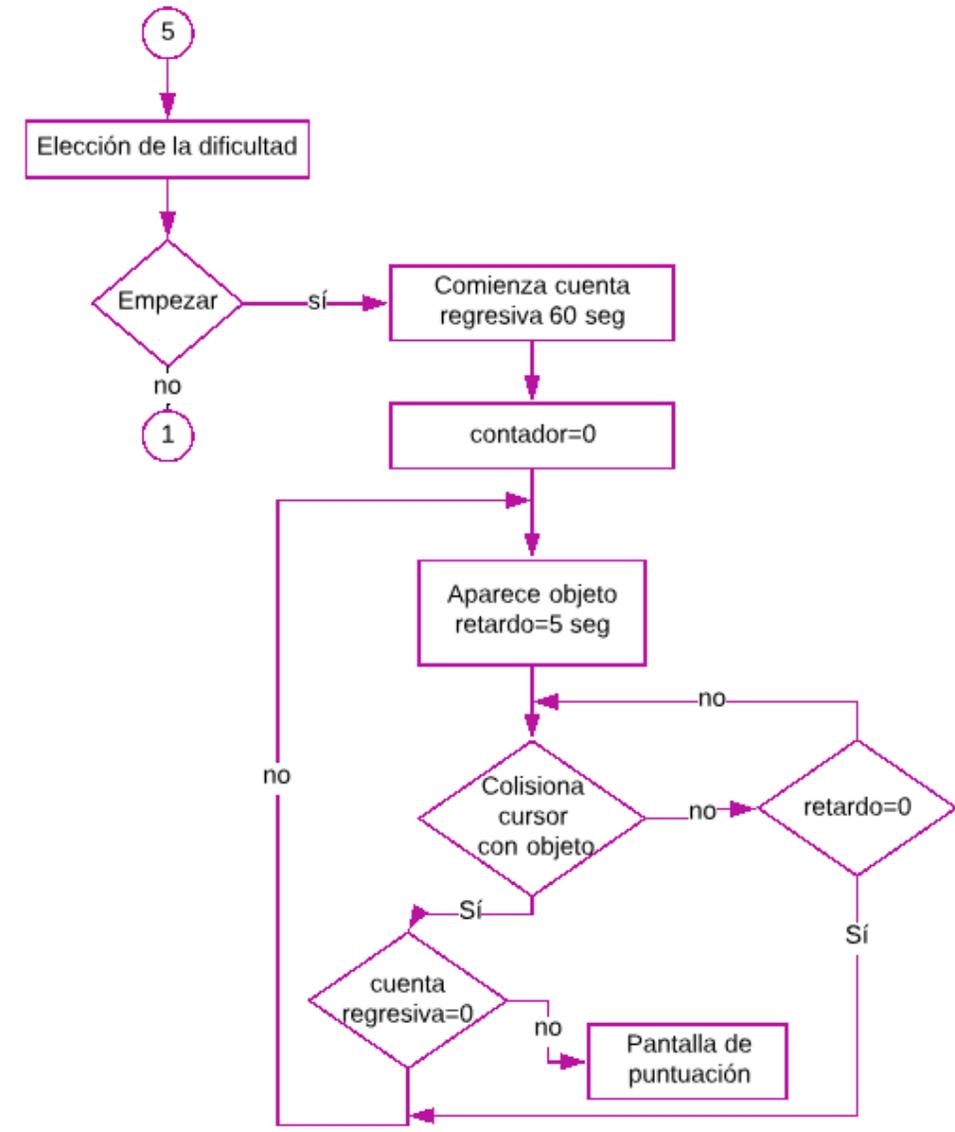


Figura 6. 27 Diagrama de flujo del juego de topos

Pizzería

“Cocina una pizza”, este un juego está orientado al ejercicio de pronosupinación. El menú principal del juego (Fig. 6.28) muestra las instrucciones. Los movimientos del juego dependen de los ángulos de la pronosupinación, es decir, al realizar el giro en el pronosupinador, este contará el ángulo para retroalimentar a la interfaz para realizar lo que indica.



Figura 6. 28 Pantalla de inicio de “cocinando pizzas”

El juego está diseñado de tal forma que realiza los movimientos combinados de la pronosupinación (Fig. 6.29a), es decir, al mismo tiempo que se realiza un círculo se efectúa una rotación en el antebrazo. De la misma forma se realiza la colocación de los ingredientes (Fig. 6.29b), se llega a ellos se gira el pronosupinador y al llegar a la pizza se suelta el ingrediente regresando la posición del PS.

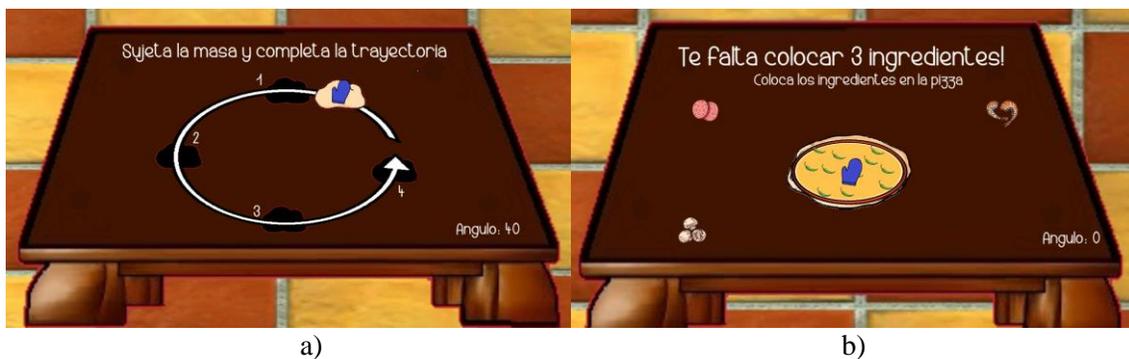


Figura 6. 29 a) Trayectorias combinadas con la pronosupinación b) Colocación de ingredientes

En la Figura 6.30 se muestra el diagrama de flujo del juego, donde se describe paso a paso del desarrollo del juego.

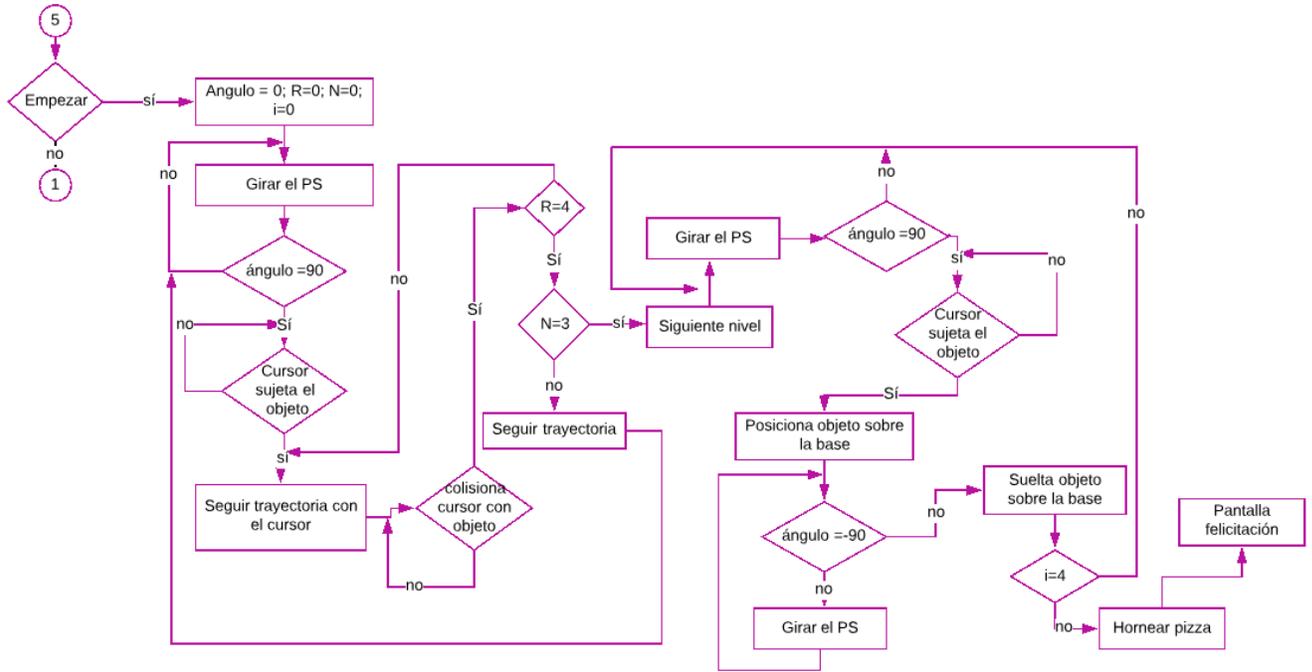


Figura 6. 30 Diagrama de flujo juego de pizzas

En el anexo IV se encuentra el código principal de la interfaz virtual.

Capítulo 7. Validación experimental

En este capítulo se presentan las pruebas experimentales realizadas para el pronosupinador y las interfaces, para verificar su funcionamiento, donde se verifica el ángulo de giro del cilindro que se envía a una posición repetidamente con la metodología que se describe en la siguiente Sección.

7.1 Prueba de movilidad y control del pronosupinador

La prueba de movilidad y control consistió en enviar el cilindro del pronosupinador a los ángulos del movimiento de la pronosupinación, y estimar el error del desplazamiento. Para estimar el error se tomó un vídeo y durante la ejecución, se coloca un transportador y se dibujan líneas para medir el ángulo, en la Figura 7.1 se muestra la posición inicial del movimiento (a) y la posición final de la ejecución (b).

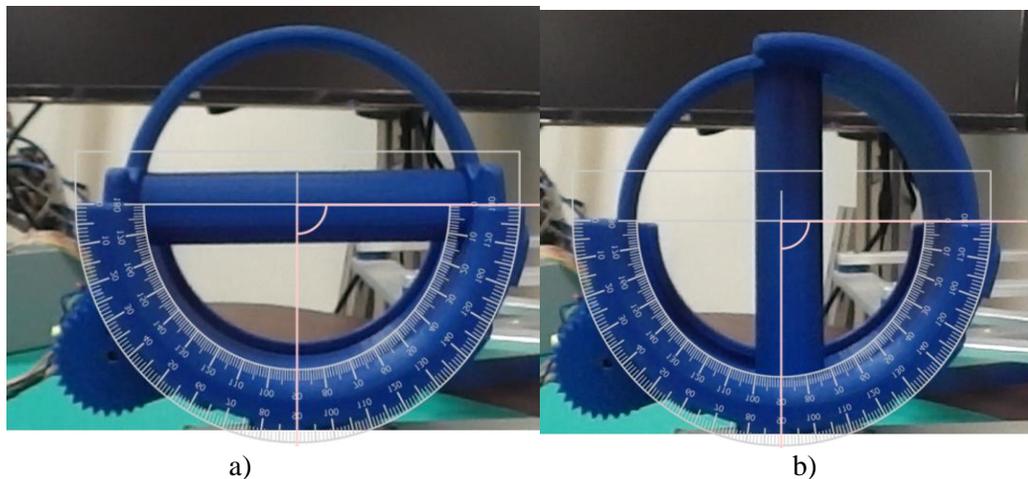


Figura 7. 1 Movimiento de 90° del cilindro

Otro ángulo dentro del movimiento de la pronosupinación es de 85°, se envía el cilindro a este ángulo y se toma el video del movimiento, la Figura 7.2 muestra el resultado.

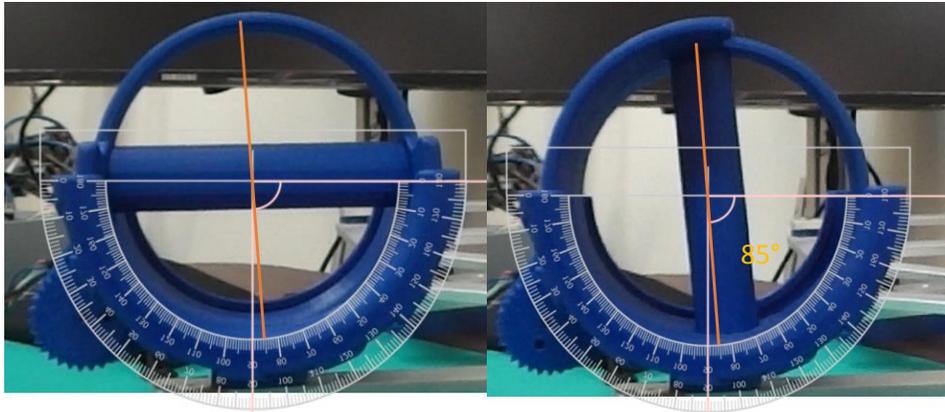


Figura 7. 2 Movimiento a 85° del cilindro

Para determinar el error del desplazamiento se consideraron 5 (CENAM & ema, 2018) de un desplazamiento de 90° a 0°, donde se obtuvo una desviación estándar de 1.79 °, con un error de $\pm 3.49^\circ$.

7.2 Prueba del seguimiento de la trayectoria en la interfaz gráfica de usuario

Las pruebas de la funcionalidad de la interfaz consistieron en ejecutar una trayectoria desde la interfaz y leer la posición x,y del sensor óptico para graficar los datos, se emula la trayectoria del círculo y se grafican las coordenadas obtenidas de la trayectoria que describe el efector final (Fig. 7.3).

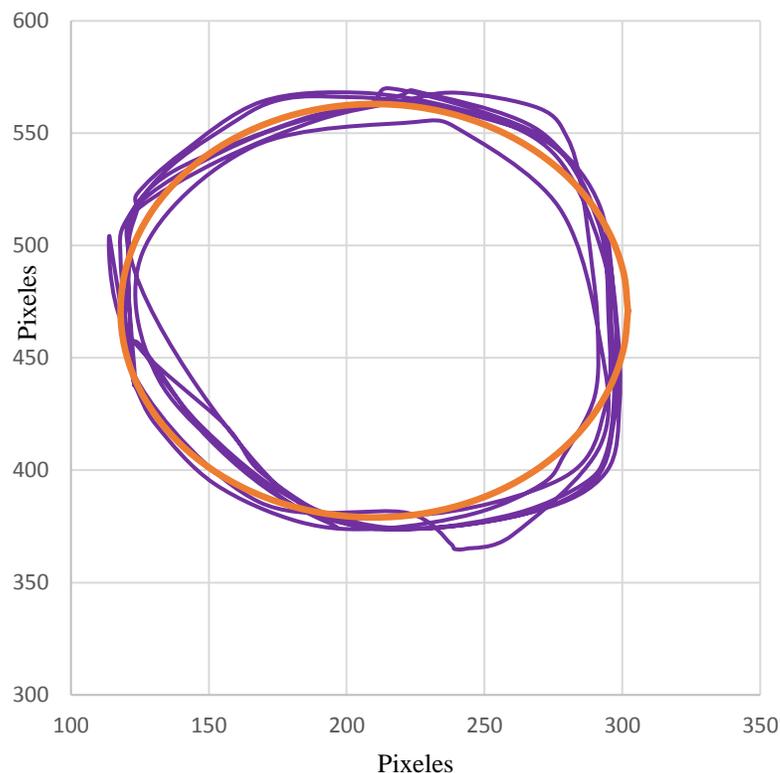


Figura 7. 3 Trayectoria del efector final

Se realiza una conversión de las coordenadas del sensor óptico en la pantalla con las de la mesa donde la relación es 130 píxeles = 100 mm, y se obtiene un error de ± 5.9 mm.

7.3 Prueba de funcionalidad de la interfaz virtual

Las pruebas de la interfaz consistieron en analizar el desempeño de personas “sanas” y con una limitante en el brazo durante los juegos. Se deja que la persona interactúe con la interfaz y el mecanismo para que elija los juegos para la prueba.

Se presupone que en la interfaz virtual las personas sanas realizarán las actividades en menor tiempo y con mayor precisión que si tuvieran una limitante en el brazo. Para ello se tomó un grupo de 10 personas sin lesión aparente del brazo, para simular una lesión en el brazo se les colocó vendajes y cinta para limitar su movimiento (Fig. 7.4). Cabe mencionar que el dispositivo no daña al paciente en esta etapa ya que los movimientos son efectuados por el paciente y él determina hasta donde alcanza un punto considerando su dolor.

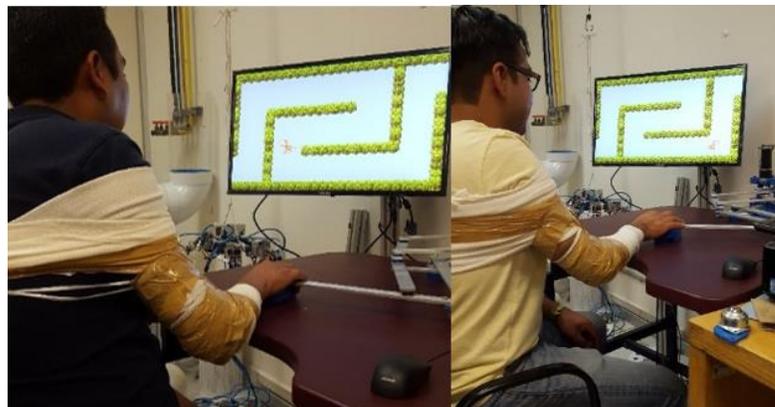


Figura 7. 4 Pruebas de la interfaz

Se realizó un análisis de varianza que se basa en una comparación de dos estimaciones diferentes de dos experimentos en este caso para personas sanas aparentemente y con limitaciones, por lo que se consideran las hipótesis para este experimento como:

$$H_0: \mu_1 \neq \mu_2$$

$$H_A: \mu_1 = \mu_2$$

Se realiza el análisis para dos juegos, para el de topes y para el laberinto. La tabla de varianza para experimento del juego de topes se muestra en la Tabla 7.1, donde se realizan 10

repeticiones por tratamiento (CENAM & ema, 2018). Los tratamientos se refieren a la combinación de niveles de todos los factores estudiados, donde el experimento es un tratamiento con dos niveles: sanos y limitados.

Tabla 7.1 Fuente de variación para el juego de topes

Fuete de variación	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Cuadrado medio	F ₀	P
Tratamientos	135.2	1	135.20	12.68	0.00223667
Error	192	18	10.67		

Los grados de libertad están relacionados con los parámetros que definen la distribución utilizada, en este caso la estándar, que tiene que ver con los tamaños de muestrales involucrados. El cuadrado medio es la división de la suma de cuadrados entre los grados de libertad. El valor F₀ es el valor de distribución donde a partir de ese valor a la derecha de la curva esta dado el valor P. Se considera que si el valor de P es menor o igual a 0.05 indica que tiene un efecto significativo en el experimento. Es decir que existe una diferencia significativa en las pruebas realizadas con personas “sanas” y personas limitadas, por lo que se acepta la hipótesis H₀. Se realiza el análisis de varianza para el juego del laberinto, donde se espera que las personas sanas realicen el recorrido en menor tiempo, por lo que se consideran las hipótesis para este experimento como:

$$H_0: \mu_1 \neq \mu_2$$

$$H_A: \mu_1 = \mu_2$$

En la tabla 7.2 se muestra el análisis de varianza resultado de dicho análisis, donde se realizan 10 repeticiones por tratamiento (CENAM & ema, 2018).

Tabla 7.2 Análisis de varianza para el juego del laberinto

Fuete de variación	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Cuadrado medio	F0	P
Tratamientos	10170.05	1	10170.05	9.13	0.0073438
Error	20059.7	18	1114.43		

Considerando que el valor de P es menor a 0.05 se delibera que existe una diferencia significativa entre ambas pruebas y se acepta la hipótesis H_0 .

Conclusiones

En esta tesis, los resultados específicos son diferentes interfaces que permiten la interacción del terapeuta o paciente con el dispositivo y con la PC. La interfaz mecánica es capaz de asistir el movimiento de la pronosupinación, y permite que gire conforme al movimiento natural del brazo durante la ejecución de las trayectorias, se realiza de manera manual o automática. Se implementó un controlador PD, para realizar los movimientos de 90° y 85° de forma automática.

La interfaz gráfica de usuario permite la interacción del terapeuta con el dispositivo por medio de una computadora. Es una interfaz software-hardware debido a que establece un puente entre el control y el mecanismo. Esta interfaz consiste en el control del mecanismo, a través de un control PID; se ejecutó la trayectoria del círculo y se obtiene un error de ± 5.9 mm en el seguimiento de la trayectoria real.

La interfaz virtual, permite una interacción dinámica del paciente con el dispositivo asistiendo a las terapias de la rehabilitación activa. Permite desarrollar movimientos en el plano como las trayectorias de los ejercicios y movimiento libre del brazo. Se realizaron pruebas con personas sanas, y simulando una lesión en el brazo que limita el movimiento, para obtener lo esperado, que una persona sana realiza con más precisión los movimientos que una lesionada, todas las personas se esforzaron por alcanzar un punto indicado por el juego, lo que ayuda a ejercitar la extremidad.

De acuerdo con los resultados el dispositivo en su estado actual es capaz de participar en la rehabilitación activa y representa un primer paso para la rehabilitación pasiva, esto porque los pacientes tienen un grado de lesión diferente, por lo que se debe considerar el rango de movilidad de este, así como la fuerza, para eso se requiere un control más especializado.

Referencias

(RAE, 2001) Real Academia Española. (2001). *Diccionario de la lengua española* (22ª ed.) Consultado en <http://www.rae.es/rae.html>.

(NIH, 2013) NIH (2013). *Perdida de la función muscular: MedlinePlus enciclopedia médica*. Consultado en <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/003190.htm>.

(Quesnot A., 2010) Quesnot A, Chanussot JC. (2010). Rehabilitación del miembro Superior. *Ed. Médica Panamericana*.

(Arroyo, 2018) Arroyo S. (2018). *Los beneficios de la terapia física*. Consultado en <http://www.salud180.com/salud-z/los-beneficios-de-la-terapia-fisica>.

(García MTF,2014) García MTF, Pérez FG, Cantalapiedra JA, Manzanero MAP, Pérez CE. (2014). *Programas de ejercicios*. Consultado en <http://www.sermef-ejercicios.org/>.

(Chaparro-Rico B.D., 2018) Chaparro-Rico B. D. (2018). *Design, Construction and Testing of Nurse, a Device for Arm Motion Assistance*. (Tesis doctoral). Centro de Investigación de Ciencia Aplicada y Tecnología Avanzada- IPN, Querétaro.

(STPS, 2015) Secretaría del trabajo y prevención social (2015). *Estadísticas sobre Accidentes y Enfermedades de Trabajo del 2014 Prevenir México*. Recuperado el 21 de 04 de 2017, de Prevenir México: <http://prevenir.com.mx/2015/09/27/estadisticas-sobre-accidentes-y-enfermedades-de-trabajo-del-2014/>.

(Loeza-Magaña, 2015) Loeza- Magaña P. (2015). Introducción a la rehabilitación robótica para el tratamiento de la enfermedad vascular cerebral: revisión. *Revista Mexicana de Medicina Física*, 44-48.

(Ibarra, 2015) Ibarra LG. (2015). *Estrategia para enfrentar el problema social y de salud pública creciente de la Discapacidad mediante la investigación científica, la formación de*

recursos humanos y la atención médica de alta especialidad. CDMX. Instituto Nacional de Rehabilitación.

(Patents, 2017) Google patents. (2017). Consultado de <https://patents.google.com/?q=dispositivo+de&q=rehabilitaci3n>.

(INBIB, 2013) Instituto Nacional de bioingeniería e imágenes biomédicas. (2013). Ingeniería de rehabilitación. *NIH Transformación de descubrimientos en salud*, pp. 1-2.

(Patente no. US7862524 B2, 2011) Craig R., Michael Scott (2011). *Portable arm exoskeleton for shoulder rehabilitation*. Patente no. US 7862524 B2.

(L. Rodríguez-Prunotto, 2014) L. Rodríguez-Prunotto, R. Cano-de la Cuerda, A. Cuesta-Gómez, I.M. Alguacil-Diego y F. Molina-Rueda. (2014). Terapia robótica para la rehabilitación del miembro superior en patología neurológica. *Rehabilitación Madrid*. 48(2),104-128.

(Hocoma, 2018) Hocoma. (2016). *Armeo@Spring*. Recuperado de <https://www.hocoma.com/solutions/armeo-spring/>.

(Patente no. US5 466 213,1995). Neville Hogan, H.I. (1995). *Interactive Robotic Therapist*. Patent No. US 546621. Cambridge, Mass.

(ARM, 2010) ARM, I. (2010). ARM. *InMotion ARM interactive motion technologies*. USA.

(Laboratories, 2018) Bionik. (2018). *InMotion ARM robots de miembro superior*. Recuperado de <http://www.aemedi.es/inmotion.htm>.

(Patente no. 2 397 031, 2013) Cuidero Mazaira, F.J, Arias Rodríguez, P., Rivadulla Fernández C., Flores González, J.C, Cotos Yáñez, J.M. (2013). *Sistema de realidad virtual para la evaluación y el tratamiento de los trastornos motores asociados a las enfermedades*

neurodegenerativas y a la edad. Patente No. 2 397 031. España: Oficina de patentes y marcas española.

(Patente No. US 2014/0287 389 A1,2014). Kallmann M, Camporesi C, Han J. (2014). *Systems and methods for real-time adaptative therapy and rehabilitation. Patente No. US 2014/0287389 A1. Oacland, CA: United States.*

(Interfísica, 2016) Interfísica. (2016). Prono-supinador con flexo-extensor. Recuperado 11,23,2018. Disponible en internet: <http://www.interfísica.com/producto/prono-supinador-con-flexo-extensor/>.

(Kapandji, 2006) Kapandji A. I. (2006). *Fisiología articular esquemas comentados de mecánica humana.* Madrid: Medica Panamericana.

(Tortora G.J, 2011) Tortora G.J, Derrickson B. (2011). *Principios de Anatomía y Fisiología.* (11ª Edición), Buenos aires-Bogotá-Madrid-México-Caracas: editorial médica panamericana.

(Villegas, 2015) Villegas, S. (2015). *Codo.* En Universidad Nacional Mayor de San Marcos, *Seguridad social para todos.* Lima Perú.

(Sabater J.M, 2007) Sabater J.M, Azorín A.M, Pérez C, García N, Menchón M. (2007). *Ayuda robótica para la rehabilitación de miembros superiores. II Congreso Internacional sobre domótica, robótica y teleasistencia para todos,* 20- 28.

(Burdea, 2002) Burdea, G. (2002). *Virtual Rehabilitation-Benefits and Challenges.* First International Workshop on Virtual Rehabilitation.

(Sveistrup H., 2004) Sveistrup H. (2004). *Motor rehabilitation using virtual reality,* journal of Neuro Engineering and Rehabilitation, 1-8.

(Guzmán, 2016) Guzmán D.E, Londoño J. (2016). *Rehabilitación de miembro superior con ambientes virtuales: revisión*. Revista Mexicana Ingeniería Biomédica, 271-285.

(Sveistrup, 2003) Sveistrup H, McComas J, Thorton M, Marshall S, Finestone H, McCormick A. (2003). *Experimental studies of virtual reality delivered compared to conventional exercise pograms for rehabilitation*. Cyberpsycholy Behav, col. 6 no. 3, 245-249.

(Pellón, 2006). Pellón J.L. (2006). *Teachbot: simulador cinemático para el robot kuka KR 6/2*. Bilbao.

(Ogata, 2010). Ogata K. (2010). *Ingeniería de control moderna*. (5a ed.). Madrid: Pearson Educación, S.A.

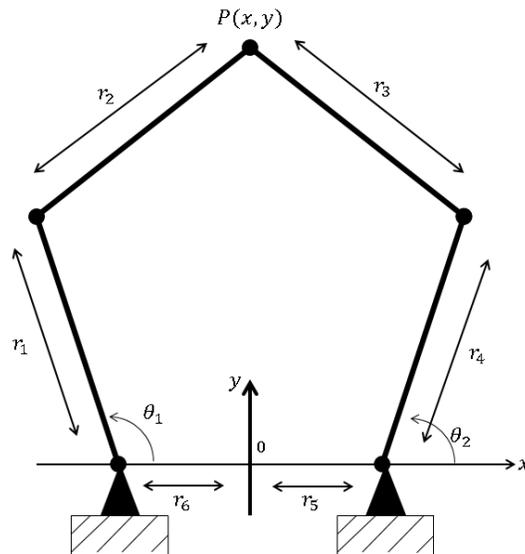
(Kerr, 2018). Jeffrey Kerr, LLC. (2018). PIC-SERVO SC Motion Control. Recuperado 10 sep. 2018 en <http://www.jrkerr.com/boards.html>.

(Unity, 2018). Unity. (2018). *Plataforma de Videojuegos*. Recuperado: 15 de nov. 2018 en <https://unity3d.com/es>.

(CENAM & ema, 2018). CENAM, ema. (2018). *Guía Técnica De Trazabilidad*. Cd. De México.

Anexos

Anexo I Cinemática inversa



Se sabe que las coordenadas de P

$$P = (x \ y)^T$$

Del triángulo de Pitágoras

$$\text{Para } \theta_1 \quad r_2^2 = (x - r_1 \cos \theta_1)^2 + (y - r_1 \sin \theta_1)^2 \quad \text{Ecuación 1}$$

$$\text{Para } \theta_2 \quad r_3^2 = (x - r_4 \cos \theta_2)^2 + (y - r_4 \sin \theta_2)^2$$

Desarrollando:

$$\text{Para } \theta_1 \quad r_2^2 = x^2 - 2xr_1 \cos \theta_1 + r_1^2 \cos^2 \theta_1 + y^2 - 2yr_1 \sin \theta_1 + r_1^2 \sin^2 \theta_1 \quad \text{Ecuación 2}$$

$$\text{Para } \theta_2 \quad r_3^2 = x^2 - 2xr_4 \cos \theta_2 + r_4^2 \cos^2 \theta_2 + y^2 - 2yr_4 \sin \theta_2 + r_4^2 \sin^2 \theta_2$$

Factorizando

$$\text{Para } \theta_1 \quad r_2^2 = x^2 + y^2 - 2xr_1 \cos \theta_1 - 2yr_1 \sin \theta_1 + r_1^2 (\sin^2 \theta_1 + \cos^2 \theta_1) \quad \text{Ecuación 3}$$

$$\text{Para } \theta_2 \quad r_3^2 = x^2 + y^2 - 2xr_4 \cos \theta_2 - 2yr_4 \sin \theta_2 + r_4^2 (\sin^2 \theta_2 + \cos^2 \theta_2)$$

Quedando la ecuación 3 reducida a

$$\text{Para } \theta_1 \quad x^2 + y^2 - 2xr_1 \cos \theta_1 - 2yr_1 \sin \theta_1 + r_1^2 - r_2^2 = 0 \quad \text{Ecuación 4}$$

$$\text{Para } \theta_2 \quad x^2 + y^2 - 2xr_4 \cos \theta_2 - 2yr_4 \sin \theta_2 + r_4^2 - r_3^2 = 0$$

Se conocen x^2, y^2 y r_i^2 entonces se definen variables auxiliares

$$d_i = x^2 + y^2 + r_i^2 - r_i^2$$

$$e_i = 2xr_i$$

$$f_i = 2yr_i$$

Se sustituyen las variables auxiliares

$$d_i - e_1 \cos \theta_i - f_i \sin \theta_i = 0$$

Se utiliza la tangente del ángulo medio

$$\sin \theta_i = \frac{2 \tan \frac{\theta_i}{2}}{1 + (\tan \frac{\theta_i}{2})^2} \qquad \cos \theta_i = \frac{1 - (\tan \frac{\theta_i}{2})^2}{1 + (\tan \frac{\theta_i}{2})^2}$$

Se sustituye en la ecuación

$$d_i - e_1 \left[\frac{1 - (\tan \frac{\theta_i}{2})^2}{1 + (\tan \frac{\theta_i}{2})^2} \right] - f_i \left[\frac{2 \tan \frac{\theta_i}{2}}{1 + (\tan \frac{\theta_i}{2})^2} \right] = 0$$

Desarrollando

$$\frac{d_i \left[1 + \left(\tan \frac{\theta_i}{2} \right)^2 \right] - e_1 \left[1 - \left(\tan \frac{\theta_i}{2} \right)^2 \right] - f_i \left[2 \tan \frac{\theta_i}{2} \right]}{1 + \left(\tan \frac{\theta_i}{2} \right)^2}$$

Expandiendo la ecuación anterior

$$d_i + d_i \left(\tan \frac{\theta_i}{2} \right)^2 - e_1 + e_1 \left(\tan \frac{\theta_i}{2} \right)^2 - 2f_i \tan \frac{\theta_i}{2}$$

$$d_i - e_1 + (d_i + e_1) \tan \frac{\theta_i^2}{2} - 2f_i \tan \frac{\theta_i}{2}$$

Reacomodando

$$(d_i + e_1) \tan \frac{\theta_i^2}{2} - 2f_i \tan \frac{\theta_i}{2} + d_i - e_1$$

Se asignan variables auxiliares

$$A = d_i + e_i$$

$$B = -2f_1$$

$$C = d_i - e_i$$

$$A \tan \frac{\theta_i^2}{2} - B \tan \frac{\theta_i}{2} + C$$

De la ecuación cuadrática

$$\tan \frac{\theta_i}{2} = \frac{-B_i \pm \sqrt{B_i^2 - 4A_i C_i}}{2A_i}$$

Finalmente se obtiene

$$\theta_1 = 2 \tan^{-1} \frac{-B_1 + \sqrt{B_1^2 - 4A_1 C_1}}{2A_1}$$

Ecuación 5

Para θ_2

$$\theta_2 = 2 \tan^{-1} \frac{-B_2 - \sqrt{B_2^2 - 4A_2 C_2}}{2A_2}$$

Ecuación 6

$$A_i = x^2 + y^2 + r_1^2 + r_2^2 + 2r_1 x$$

$$B_i = 2(2r_1 y)$$

$$B_i = 4r_1 y$$

$$C_i = x^2 + y^2 + r_1^2 + r_2^2 - 2r_1 x$$

Anexo II Tablas de datos de las trayectorias

Tabla A1. Figura 8

y	x	theta 1	theta 2	t1	t2
230.00	-50.00	151.44	53.09	715	250.72
230.87	-49.98	151.21	53.22	714	251.33
231.74	-49.91	150.97	53.34	713	251.88
232.61	-49.80	150.72	53.44	712	252.36
233.46	-49.64	150.47	53.53	711	252.79
234.31	-49.43	150.22	53.61	709	253.16
235.14	-49.19	149.96	53.67	708	253.46
235.96	-48.90	149.69	53.73	707	253.71
236.76	-48.57	149.42	53.77	706	253.90
237.54	-48.20	149.15	53.79	704	254.02
238.30	-47.80	148.88	53.81	703	254.09
239.04	-47.36	148.60	53.81	702	254.09
239.75	-46.88	148.33	53.80	700	254.04
240.43	-46.37	148.06	53.77	699	253.93
241.09	-45.83	147.79	53.74	698	253.77

Tabla A2. Círculo

y	x	theta 1	theta 2	t1	t2
220.00	55.00	126.92	25.01	599.34	118.09
224.34	54.62	126.42	26.21	596.99	123.77
228.55	53.49	126.13	27.52	595.63	129.96
232.50	51.65	126.05	28.90	595.26	136.45
236.07	49.15	126.19	30.29	595.88	143.04
239.15	46.07	126.52	31.67	597.47	149.55
241.65	42.50	127.06	32.99	600.01	155.79
243.49	38.55	127.78	34.22	603.43	161.61
244.62	34.34	128.68	35.34	607.66	166.86

245.00	30.00	129.73	36.30	612.63	171.44
244.62	25.66	130.92	37.11	618.21	175.23
243.49	21.45	132.20	37.73	624.28	178.17
241.65	17.50	133.56	38.16	630.69	180.19
239.15	13.93	134.95	38.38	637.27	181.25
236.07	10.85	136.34	38.40	643.83	181.32
232.50	8.35	137.68	38.20	650.17	180.40
228.55	6.51	138.94	37.80	656.11	178.49

Nota: Se reportan solo los primeros puntos de la trayectoria debido a la cantidad de datos para formar la trayectoria.

Anexo III Cinemática inversa

```
private: System::Void button6_Click(System::Object^ sender, System::EventArgs^ e) {
//Abre private
    int am = 150;
    int ji = 1;
    byte statbyte;
    unsigned char addr;           //module adress
    unsigned char mode;
    //long pos, vel, acc;         //position, velocity & acceleration
    unsigned char pwm;           //pwm value is not used
    unsigned char currene_satutus_byte;
    double p1i[1000];
    double p2i[1000];
    p1i[1] = 0;
    p2i[1] = 0;
    byte statbyte1;
    byte statbyte2;
    for (i = -1 * pi; i < 1 * pi; i = i + 0.01)
    {
        ji = ji + 1;
        xi = ((am*cos(i)) / (1 + (sin(i)*(sin(i)))));
        yi = ((am*sin(i))*cos(i)) / (1 + ((sin(i))*(sin(i)))) + 230;
        ai = (xi*xi) + (yi*yi) + (r1*r1) - (r2*r2) + (2 * xi*r1);
        bi = -4 * yi*r1;
        ci = xi*xi + yi*yi + r1*r1 - r2*r2 - 2 * r1*xi;
        a2i = r4*r4 + yi*yi + xi*xi - r5*r5 + 2 * xi*r4;
        b2i = -4 * yi*r4;
        c2i = yi*yi + xi*xi + r4*r4 - r5*r5 - 2 * xi*r4;
        z1i = ((-bi + sqrt(bi*bi - 4 * ai*ci)) / (2 * ai));
        z2i = ((-b2i - sqrt(b2i *b2i - 4 * a2i*c2i)) / (2 * a2i));
        theta1i = 2 * atan(z1i);
        theta2i = 2 * atan(z2i);
        T1ei = (theta1i*cuentas) / 2*pi; //Conversion de grados a cuentas
        T2ei = (theta2i*cuentas) / 2*pi;
        p1i[ji] = T1ei;
        p2i[ji] = T2ei;
    }
}
```

```

        ap1i = p1i[ji] - p1i[ji - 1]; //Resta de posiciones inicial y
final
        ap2i = p2i[ji] - p2i[ji - 1];
        P1i = sqrt(ap1i*ap1i);
        P2i = sqrt(ap2i*ap2i);
        time1i = P1i / V;
        time2i = P2i / V;
        if (time1i > time2i) { //abre el if
            tmaxi = time1i;
        } //cierra el if
        else { //abre else
            tmaxi = time2i;
        } //cierra else
        Vm1i = P1i / tmaxi;
        Vm2i = P2i / tmaxi;

textBox2->Text = System::String::Concat(textBox2->Text, " a", Vm1i.ToString());
textBox2->Text = System::String::Concat(textBox2->Text, " D", Vm2i.ToString());

        ServoLoadTraj(1,          //addr = 0
        LOAD_POS | LOAD_VEL | LOAD_ACC | ENABLE_SERVO | START_NOW,
        T1ei,          //pos = 2000
        Vm1i, //vel = 100,000
        acc,          //acc = 100
        0             //pwm = 0
        );
        ServoLoadTraj(2,          //addr = 0
        LOAD_POS | LOAD_VEL | LOAD_ACC | ENABLE_SERVO | START_NOW,
        T2ei, //pos=2000
        Vm2i, //vel = 100,000
        acc,          //acc = 100
        0             //pwm = 0
        );
    }; //cierra el for
}; //cierre de private

void motEnableDis3(int Motor, int EnDis)
{ //abre void
    if (EnDis == 1) {
        ServoStopMotor(Motor, AMP_ENABLE | MOTOR_OFF);
//enable amp

```

```
        ServoStopMotor(Motor, AMP_ENABLE | STOP_ABRUPT);  
//stop at current pos.  
        ServoResetPos(Motor);  
    } //cierra if  
    else {  
        ServoStopMotor(Motor, AMP_DISABLE | MOTOR_OFF);  
//enable amp  
        ServoStopMotor(Motor, AMP_DISABLE | STOP_ABRUPT);  
//stop at current pos.  
        ServoResetPos(Motor);  
    } //cierra else  
}; //cierra void
```

Anexo IV Código principal de la interfaz virtual

```
using System.Collections;
using System.Collections.Generic;
using UnityEngine;
using UnityEngine.SceneManagement;
public class controlador : MonoBehaviour {
    // Use this for initialization
    void Start () {
    }
    // Update is called once per frame
    void Update () {
if (Input.GetKeyDown(KeyCode.Escape) || Input.GetMouseButtonDown(1))
    {
        Debug.Log("Salio");
        //SceneManager.LoadScene("Acceso");
        AccesoInicial();
    }
}
public void abrirMemorama()
{
    SceneManager.LoadScene("Memorama");
}
public void abrirHockey()
{
    SceneManager.LoadScene("Hockey");
}

public void abrirLaberinto()
{
    SceneManager.LoadScene("Lv0.0");
}
}
```

```
public void abrirTopos()
{
    SceneManager.LoadScene("Topos");
}
public void abrirPizzeria()
{
    SceneManager.LoadScene("Pizza_1");
}
public void AccesoInicial()
{
    SceneManager.LoadScene("AccesoInicial");
}
}
```

Anexo V Código de programación del juego

Script generador

```
using System.Collections;
using System.Collections.Generic;
using UnityEngine;
using UnityEngine.UI;
using UnityEngine.SceneManagement;
public class Generador : MonoBehaviour
{
    public GameObject MAZO;//verificación del choque con el topo
    public bool ClickTopo = false;
    //topos en la escena
    public GameObject[] TOPOS;
    //manejo de la interfaz
    public Interfaz interfaz;
    //identificador del topo mostrado actualmente en la escena
    public int aleatorio = -1;
    //manejo del puntaje
    public int contadorTopos = 0;
    public Text SCORE;
    public Text MensajeFinal;
    //cronometro interno
    private int Segundos;
    private int cteTiempoAparicion = 10;
    //audio
    private AudioSource audioJuego;
    public AudioClip golpeaTopo;
    //bandera auxiliar
    private int contadorContar = 0;
    public void Update()
```

```

{
    //verificamos si se oprime la tecla esc o el click derecho para reiniciar o salir del juego
    if (Input.GetKeyDown(KeyCode.Escape) || Input.GetMouseButtonDown(1) )
    {
        //se verifica si el juego ya fue iniciado
        if (!interfaz.GetComponent<Interfaz>().bandInicio)
        {
            interfaz.GetComponent<Interfaz>().Reiniciar();
        }
        else
        {
            interfaz.GetComponent<Interfaz>().Finalizar();
        }
    }
}

void Start()
{
    audioJuego = GetComponent<AudioSource>();
    MAZO.GetComponent<MazoCS>().ReiniciarMazo();
    MAZO.SetActive(false);
}

public void AumentarScore()
{
    Reiniciar();//eliminamos todo lo que ya se mostro
    MAZO.GetComponent<MazoCS>().Aplastar = false;//reiniciamos nuestras variables
    Debug.Log("Mazo desactivado");
    contadorTopos++;//actualizamos el puntaje
    SCORE.text = "SCORE : " + contadorTopos.ToString();
    audioJuego.clip = golpeaTopo;
    audioJuego.Play();
    Crear();//generamos una nueva posicion para el topo
}

```

```

}
public void IniciarJuego()
{
    //iniciamos los elementos de la interfaz
    interfaz.crono.SetActive(true);
    interfaz.contador.SetActive(true);
    interfaz.GetComponent<Interfaz>().EsconderInicio();
    interfaz.GetComponent<Interfaz>().Juego.SetActive(true);
    Crear();//obtenemos la distribucion de los topos (cual sera mostrado)
    MAZO.SetActive(true);
    AsignarTiempoTopo();//de acuerdo a la dificultad obtenemos el tiempo de aparicion entre
topos
    interfaz.GetComponent<Interfaz>().ActivarCronometro();
    Segundos = cteTiempoAparicion;
    VerificarClick();//esperamos hasta que el topo asignado es golpeado
}

public void VerificarClick()
{
    Segundos--;
    if (interfaz.GetComponent<Interfaz>().bandAcabo)
    {
        //Verificamos si se acabo el tiempo del juego
        CancelInvoke("VerificarClick");
        AcabarJuego();
        return;
    }
    //Verificamos si se acabo el tiempo de aparicion del topo actual o si fue golpeado
    if ((Segundos == 0 || MAZO.GetComponent<MazoCS>().Aplastar))
    {
        //Reiniciamos el tiempo de aparicion para el siguiente topo

```

```

Segundos = cteTiempoAparicion;
if ( MAZO.GetComponent<MazoCS>().Aplastar)//verificamos si se debe actualizar el
puntaje
{
    AumentarScore();
}
else
{
    Reiniciar();
    Crear();
}
}
Invoke("VerificarClick", 1);
}
public void Crear()
{
    //reiniciamos la bandera del mazo
    MAZO.GetComponent<MazoCS>().ReiniciarMazo();
    aleatorio = Random.Range(0, 12);//obtenemos el topo a ser mostrado
    Debug.Log("TOPO " + aleatorio + " " + contadorContar++);
    //por medio de un recorrido en el arreglo de topos asignamos en cual se mostrara el topo
    for (int i=0; i<TOPOS.Length ; i++)
    {
        TOPOS[i].SetActive(true);
        if (aleatorio == i)
        {
            TOPOS[i].GetComponent<UnionCS>().SoloTopo();
            TOPOS[i].GetComponent<UnionCS>().TOPO.SetActive(true);
            Debug.Log("Mostrando "+i+" "+contadorContar);
        }
    }
}
else

```

```

    {
        TOPOS[i].GetComponent<UnionCS>().SoloTierra();
    }
}
}

public void Reiniciar()
{
    //devolvemos el tiempo de aparicion entre cada topo a su valor inicial
    Segundos = cteTiempoAparicion;
    //desactivamos todos los topos para que no sean mostrados en pantalla
    for (int i = 0; i < TOPOS.Length; i++)
    {
        TOPOS[i].SetActive(false);
    }
    //devolvemos a su valor inicial nuestra bandera del choque
    MAZO.GetComponent<MazoCS>().ReiniciarMazo();
}

//actualizamos la interfaz mostrando el puntaje obtenido y desactivando los demás objetos
no necesarios en pantalla

public void AcabarJuego()
{
    if (contadorTopos == 0)
    {
        MensajeFinal.text = "¡Sigue intentando, no te rindas!";
    }
    else
    {
        MensajeFinal.text = "¡Felicidades haz logrado golpear " + contadorTopos.ToString() +
" topos!";
    }
    contadorTopos = 0;
}

```

```

interfaz.ReiniciarCronometro();
interfaz.EsconderInicio();
MAZO.SetActive(false);
Reiniciar();
CancelInvoke("VerificarClick");
}
//de acuerdo a la dificultad asignamos un tiempo de aparición entre cada topo
public void AsignarTiempoTopo()
{
    switch (interfaz.GetComponent<Interfaz>().tiempoJuego)//asignación de segundos entre
la aparición de cada topo
    {
        case 1://mas facil
        {
            cteTiempoAparicion = 13;
        }
        break;
        case 2:
        {
            cteTiempoAparicion = 11;
        }
        break;
        case 3:
        {
            cteTiempoAparicion = 9;
        }
        break;
        case 4:
        {
            cteTiempoAparicion = 7;
        }
    }
}

```

```

        break;
    default://5 - mas difícil
    {
        cteTiempoAparicion = 5;
    }
    break;
}
}
}

```

Script de la interfaz

```

using System.Collections;
using System.Collections.Generic;
using UnityEngine;
using UnityEngine.UI;
using System;
using UnityEngine.SceneManagement;
public class Interfaz : MonoBehaviour
{
    //Este script tiene el manejo de la interfaz, el cómo se presentan las pantallas
    public GameObject crono;//tiempo del juego
    public int Segundos = 60;
    public Text cronometro;
    private TimeSpan tiempo;
    public GameObject contador;//contador de topos “clickeados”
    public Text SCORE;
    public Text TextoDificultad;
    public Slider SliderDificultad;//define el tiempo de aparición de los topos
    public int tiempoJuego;//tiempo de aparición entre cada topo
    //manejo de las pantallas a mostrar
    public GameObject MenuInicio;
    public bool bandInicio = true;
    public GameObject MenuAcabo;
    public bool bandAcabo;
}

```

```
public GameObject Juego;
public void Start()
{
    cambiarDificultad();
    MenuInicio.SetActive(true);
    MenuAcabo.SetActive(false);
    crono.SetActive(false);
    contador.SetActive(false);
    Juego.SetActive(false);
}
public void MostrarInicio()
{
    MenuInicio.SetActive(true);
    bandInicio = true;
    Juego.SetActive(false);
}
public void MostrarAcabo()
{
    Juego.SetActive(false);
    MenuAcabo.SetActive(true);
    bandAcabo = true;
    crono.SetActive(false);
    contador.SetActive(false);
}
public void EsconderInicio()
{
    MenuInicio.SetActive(false);
    bandInicio = false;
}
public void EsconderAcabo()
{
```

```

MenuAcabo.SetActive(false);
bandAcabo = false;
}
public void cambiarDificultad()
{
    //la dificultad se obtiene a partir del slider
    tiempoJuego = (int)SliderDificultad.value;
    TextoDificultad.text = "Dificultad: " + tiempoJuego;
}
public void ReiniciarCronometro()
{
    Segundos = 60;
    CancelInvoke("ActualizarCronometro");
}
public void ActualizarCronometro()
{
    Segundos--;
    if (Segundos == 0)
    {
        //Debug.Log("Acabó");
        EsconderInicio();
        MostrarAcabo();
    }
    tiempo = new TimeSpan(0, 0, Segundos);
    //Debug.Log(tiempo);
    cronometro.text = tiempo.ToString();
    Invoke("ActualizarCronometro", 1.0f);
}
public void Reinicio()
{
    SceneManager.LoadScene("Topos");
}

```

```

}
public void Finalizar()
{
    SceneManager.LoadScene("AccesoJuegos");
}
public void ActivarCronometro()
{
    Segundos = 60;
    ActualizarCronometro();
}
}

```

Script del mazo

```

using System.Collections;
using System.Collections.Generic;
using UnityEngine;
using UnityEngine.UI;
using UnityEngine.SceneManagement;
public class MazoCS : MonoBehaviour {
    //la función del mazo es verificar que el mouse se posicione sobre algún topo
    //esto es controlado por la variable Aplastar
    public bool Aplastar = false;
    public int idAplastado = -1;
    void Update () { //el objeto realiza el seguimiento del mouse
        transform.position = Vector2.Scale(Vector2.Lerp(transform.position,
Camera.main.ScreenToWorldPoint(Input.mousePosition), 20f), new Vector2(1, 1));
    }
    void OnCollisionStay2D(Collision2D collision)
    { //la verificación del choque con un topo es por medio de las etiquetas de los objetos
        if (collision.gameObject.tag == "TOPO")
        {
            Debug.Log("Choco");
        }
    }
}

```

```

        Aplastar = true;
    }
}
public void ReiniciarMazo()
{ //actualizamos el mazo una vez se hizo la detección del choque
    Aplastar = false;
}
}

```

Script de unión

```

using System.Collections;
using System.Collections.Generic;
using UnityEngine;
public class UnionCS : MonoBehaviour {
    /* Este script es para tener un control al momento de mostrar el prefab de tierra o de topo
    * Para tener un mayor control al momento de diferenciar los prefabs se incluyó una
variable que sirve como identificador */
    public GameObject TIERRA;
    public GameObject TOPO;
    public int Id;
    public void SoloTopo()
    {
        TIERRA.SetActive(false);
        TOPO.SetActive(true);
    }
    public void SoloTierra()
    {
        TIERRA.SetActive(true);
        TOPO.SetActive(false);
    }
}

```

Anexo VI Código para la obtención de coordenadas del sensor óptico

```
Public NotInheritable Class Main : Inherits Form
    Friend WithEvents RefreshTimer As New System.Windows.Forms.Timer
    Private ignoreChildWindowsFlag As Boolean
    Dim posX As New ArrayList()
    ' Dim path As String = "C:\Users\Lupiita Contreras\Desktop"
    ' Archivo = Intru.CreateTextFile("C:\Users\Lupiita Contreras\Desktop", True)
    Private Sub Main_Load(ByVal sender As Object, ByVal e As EventArgs) Handles
MyBase.Load
        ' Nothing to do here...
    End Sub
    Private Sub Main_Shown(ByVal sender As Object, ByVal e As EventArgs) _
Handles MyBase.Shown
        With Me.RefreshTimer
            .Enabled = True
            .Start()
        End With
    End Sub
    Private Sub Main_FormClosing(sender As Object, e As FormClosingEventArgs) _
Handles MyBase.FormClosing
        With Me.RefreshTimer
            .Stop()
            .Enabled = False
            .Dispose()
        End With
    End Sub
    Private Sub CheckBox_ChildWindows_CheckedChanged(ByVal sender As Object, ByVal
e As EventArgs) _
Handles CheckBox_ChildWindows.CheckedChanged
        Me.ignoreChildWindowsFlag = DirectCast(sender, CheckBox).Checked
    End Sub
    Private Sub NumericUpDown_Refresh_ValueChanged(ByVal sender As Object, ByVal e
As EventArgs) _
Handles NumericUpDown_Refresh.ValueChanged
        Me.RefreshTimer.Interval = CInt(DirectCast(sender, NumericUpDown).Value)
    End Sub
    Private Sub WindowTimer_Tick(ByVal sender As Object, ByVal e As EventArgs) _
Handles RefreshTimer.Tick
        Dim hwnd As IntPtr = NativeMethods.WindowFromPoint(MousePosition)
        If (hwnd <> IntPtr.Zero) Then
            If (Me.ignoreChildWindowsFlag) Then
                Dim parentHwnd As IntPtr
                Do While True
                    parentHwnd = NativeMethods.GetParent(hwnd)
                    If (parentHwnd <> IntPtr.Zero) Then
                        hwnd = parentHwnd
                    End If
                Loop
            End If
        End If
    End Sub
```

```

        Else
            Exit Do
        End If
    Loop
End If
Me.ShowInfo(hwnd)
End If
' VerificarGuardado()
End Sub
Dim ruta As String = My.Computer.FileSystem.SpecialDirectories.MyDocuments &
"\coordenadas.txt"
Private Sub ShowInfo(ByVal hwnd As IntPtr) ' inicia el private de obtención de datos
    ' For index As Integer = 0 To posx.Count
    Dim pid As Integer
    NativeMethods.GetWindowThreadProcessId(hwnd, pid)
    Dim proc As Process = Process.GetProcessById(pid)
    Dim sb As New StringBuilder(256)
    NativeMethods.GetWindowText(hwnd, sb, sb.Capacity)
    Dim rc As NativeMethods.Rect
    NativeMethods.GetWindowRect(hwnd, rc)
    'adquiere la posición del mouse a mi me sirve la posición de screen
    Dim pt As New Point(Control.MousePosition.X - rc.Left, Control.MousePosition.Y -
rc.Top)
    Me.Label_ProcName_Value.Text = proc.ProcessName
    Me.Label_PID_Value.Text = pid.ToString
    Me.Label_Hwnd_Value.Text = hwnd.ToString
    Me.Label_Caption_Value.Text = sb.ToString
    Me.Label_CoordsRelative_Value.Text = String.Format("X={0}, Y={1}", pt.X, pt.Y)
    Me.Label_CoordsScreen_Value.Text = String.Format("X={0}, Y={1}",
Control.MousePosition.X, Control.MousePosition.Y)
    'Me.Label_CoordsScreen_Value.Text = String.Format("X={0}",
Control.MousePosition.X)
    'Me.Label1.Text = String.Format("Y={1}", Control.MousePosition.Y)
    TextBox1.Text = TextBox1.Text + Me.Label_CoordsScreen_Value.Text + ","
    'Intru = CreateObject("Scripting.FileSystemObject")
    'My.Computer.FileSystem.WriteAllText(ruta, vbCrLf, CBool(TextBox1.Text &
"Coordenadas"))
    My.Computer.Clipboard.Clear()
    My.Computer.Clipboard.SetText(TextBox1.Text)
    ' posx() As Double = Control.MousePosition.X
    ' posx.Add(Me.Label_CoordsScreen_Value.Text)
    ' TextBox1.Text = TextBox1.Text + "," + posx(index).ToString() + "\r\n"
    ' Next
End Sub 'termina el private
Private Sub Button1_Click(sender As Object, e As EventArgs) Handles Button1.Click
    Close()
End Sub

```

```
'Private Sub VerificarGuardado() ' inicia el private de obtención de datos  
' For index As Integer = 0 To posX.Count  
'     TextBox1.Text = TextBox1.Text + "," + posX(index).ToString()  
' Next  
'End Sub 'termina el private
```

End Class