ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL

FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

DISEÑO Y CONTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE REHABILITACIÓN PARA CODO Y MUÑECA

PROYECTO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE INGENIERO EN ELETRÓNICA Y CONTROL

BETHY ANDREA FERNÁNDEZ MEJÍA

fernandezandrea44@gmail.com

DIRECTORA: MEng. ALICIA CARABALÍ

acarabali@bionicsinstite.org

CODIRECTOR: Dr. -Ing. DANILO CHÁVEZ

danilo.chavez@epn.edu.ec

Quito, Marzo 2019

DECLARACIÓN

Yo Fernández Mejía Bethy Andrea, declaro bajo juramento que el trabajo aquí descrito es de mi autoría; que no ha sido previamente presentada para ningún grado o calificación profesional; y que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

A través de la presente declaración cedo mis derechos de propiedad intelectual correspondientes a este trabajo, a la Escuela Politécnica Nacional, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su Reglamento y por la normatividad institucional vigente.

_____

Fernández Mejía Bethy Andrea

CERTIFICACIÓN

Certifico que el presente trabajo fue desarrollado por Bethy Andrea Fernández Mejía bajo mi supervisión.

_____

Msc. ALICIA CARABALÍ

DIRECTORA DEL PROYECTO

_____

Ing. Danilo Chávez Dr.

CODIRECTOR DEL PROYECTO

AGRADECIMIENTO

A Dios, por todas las oportunidades que ha puesto en mi camino, por mi familia, por el amor, por la salud y por toda la infinidad de cosas que nos ha dado.

A mis padres, Nicolás y Loly, gracias por todo el amor, la paciencia, la confianza y el infinito apoyo que siempre han puesto en mí. Sé que siempre me dieron más de lo que pudieron, muchas gracias por eso.

A mi hermano, Darwin, gracias por alegrarme la vida, gracias por las risas, por la cantidad tan grande momentos que hemos compartido desde que éramos niños, por tu protección y apoyo en lo que he querido hacer.

A Andrés, gracias por tanto apoyo y amor incondicional.

A la Ing. Alicia Carabalí y al Ing. Danilo Chávez Dr. por su tiempo, por su conocimiento compartido y el gran apoyo que han sido en la realización de este proyecto.

Al Ing. Roberto Guallichico, que me ayudo en este largo trayecto y que siempre me tendió una mano.

Al Hospital de Especialidades FF.AA. N.-1 y a todo su personal, por la ayuda prestada y la facilidad de acceso a sus instalaciones

A mis amigos, con los que compartí grandes y divertidos momentos, que me apoyaron y me brindaron una mano cada vez que lo necesité.

A mis familiares, que de una u otra forma siempre han estado pendientes de mí y me han brindado su ayuda y su apoyo cuando así lo requerí.

DEDICATORIA

A mis padres, Nicolás y Loly, que son la base de mi fuerza. Por su paciencia, su fortaleza, su sacrificio e infinito amor.

A Darwin, mi hermano, siempre serás el niño de mis ojos.

CONTENIDO

RESUMEN vi
PRESENTACIÓN vii
CAPÍTULO 1 1
FUNDAMENTO TEÓRICO 1
1.1. ANATOMIA DE LA EXTREMIDAD SUPERIOR DEL CUERPO HUMANO 2
1.1.1. APARATO LOCOMOTOR DEL CUERPO HUMANO 3
1.1.1.1. Sistema osteoarticular 3
1.1.1.2. Sistema muscular 6
1.1.1.3. Sistema nervioso 6
1.1.2. MOVIMIENTOS PRINCIPALES DEL CODO Y LA MUÑECA 7
1.1.2.1. Flexión – Extensión del codo 8
1.1.2.2. Flexión – Extensión de la muñeca 9
1.1.2.3. Desviación Radial – Desviación Cubital de la muñeca 9
1.1.2.4. Pronación – Supinación de la muñeca 10
1.1.3. DISCAPACIDAD Y REHABILITACION 10
1.1.3.1. Discapacidad 10
1.1.3.2. Rehabilitación 11
1.1.3.3. Rehabilitación física 11
1.1.3.4. Ejercicios terapéuticos 12
1.1.3.5. Ejercicios con aparatos 12
1.1.3.6. Rehabilitación neuromuscular propioceptiva. 12
1.1.3.7. Técnicas de rehabilitación de extremidad superior comúnmente usadas en terapia física. 13
1.1.3.7.1. Cinesiterapia 13
1.1.3.7.2. Termoterapia 14
1.1.3.7.3. Hidroterapia 16
1.1.3.7.4. Magnetoterapia 17
1.2. ROBÓTICA Y REHABILITACIÓN ROBÓTICA 18
1.2.1. COMPONENTES DE UN SISTEMA ROBÓTICO 18

1.2.1.1. Manipulador o brazo 19
1.2.1.2. Sistema sensorial 20
1.2.1.2.1. Potenciómetros 21
1.2.1.2.2. Acelerómetros 21
1.2.1.2.3. Encoders 22
1.2.1.3. Sistema de accionamiento 23
1.2.1.3.1. Actuadores Hidráulicos 23
1.2.1.3.2. Actuadores Neumáticos 24
1.2.1.3.3. Actuadores Eléctricos 24
1.2.1.4. Sistema de control 25
1.2.2. ROBÓTICA TERAPÉUTICA 26
1.2.2.1. Campos de la rehabilitación robótica 26
1.2.2.2. Extremidades artificiales 28
1.2.2.3. Órtesis 28
1.2.2.4. Robots asistenciales 28
1.2.2.5. Simuladores de realidad virtual 28
1.2.2.6. Robots para terapias de rehabilitación 29
1.3. ESTADO DE ARTE DE LOS DISPOSITIVOS ROBOTICOS DESARROLLADOS PARA REHABILITACION. 30
1.3.1. SISTEMA EXOESQUELÉTICO ROSEN 31
1.3.2. WILMINGTON ROBOTIC EXOSQUELETON WREX 32
1.3.3. ASSIST 32
1.3.4. WRIST GIMBAL REHAB ROBOT 33
1.3.5. MITMANUS 33
1.3.6. EXOESQUELETO NEURO-EXOS 34
1.4. DIAGRAMA DEL PROTOTIPO PROPUESTO 35
CAPÍTULO 2 36
IMPLEMENTACIÓN MECÁNICA DEL PROTOTIPO 36
2.1. ANTROPOMETRÍA 36
2.2. IMPLEMENTACIÓN MECÁNICA 38
2.2.1. BASE FIJA PARA EL ANTEBRAZO 39

2.2.2. BASE FIJA PARA EL CODO 39
2.2.3. SISTEMA MECÁNICO MÓVIL DE LA MUÑECA 41
2.2.4. SISTEMA MECÁNICO MÓVIL DEL CODO 42
2.3. DIMENSIONAMIENTO DE LOS ACTUADORES 43
2.3.1. MASA DE SEGMENTOS CORPORALES DEL CUERPO HUMANO 44
2.3.2. MASA DE LAS PIEZAS MECÁNICAS 45
2.3.3. DIMENSIONAMIENTO DE LOS MOTORES PARA REHABILITACIÓN DE LA MUÑECA 47
2.3.4. DIMENSIONAMIENTO DEL MOTOR PARA REHABILITACIÓN DEL CODO 54
CAPÍTULO 3 56
DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL ALGORITMO DE CONTROL 56
3.1. DISEÑO ELECTRÓNICO 56
3.2. PLATAFORMA DE PROGRAMACIÓN PARA INTERFAZ GRÁFICA 57
3.3. SISTEMA MICROPROCESADO 57
3.3.1. C2000 PICCOLO LAUNCHPAD LAUNCHXL – F28027F 57
3.3.2. SISTEMA DE COMUNICACIÓN 59
3.3.3. DISTRIBUCIÓN DE PINES DE LA PLATAFORMA DE TI PICCOLO LAUNCHXL – F28027F 60
3.3.4. CONFIGURACIONES GENERALES DEL MICROCONTROLADOR DE TI PICCOLO LAUNCHXL F28027F 61
3.4. SISTEMA SENSORIAL 62
3.4.1. POTENCIÓMETROS LINEALES BOURNS PDB18 62
3.5. SISTEMA DE POTENCIA PARA MOTORES 64
3.5.1. SISTEMA DE POTENCIA DE UN SERVOMOTOR 66
3.5.2. SISTEMA DE POTENCIA DE MOTORES DC 66
3.6. SISTEMA DE ALIMENTACIÓN 68
3.6.1. SISTEMA DE ALIMENTACIÓN DE LA PLATAFORMA DE PROGRAMACIÓN DEL HMI 69
3.6.2. SISTEMA DE ALIMENTACIÓN DE DRIVERS Y ACTUADORES 69

3.6.3. SISTEMA DE ALIMENTACIÓN DE MICROCONTROLADOR Y SENSORES 70
3.7. DIAGRAMA DE CONEXIONES 71
3.8. EXPRESIONES LINEALES QUE DESCRIBEN EL ÁNGULO DE GIRO DE LOS MOVIMIENTOS 72
3.9. DIAGRAMAS DE FLUJO DEL SOFTWARE IMPLEMENTADO 75
3.9.1. DIAGRAMA DE FLUJO GENERAL DEL SOFTWARE IMPLEMENTADO 75
3.9.2. SUBRUTINA DE RECEPCIÓN DE DATOS “RECIBIR”. 77
3.9.3. SUBRUTINA DE ÁNGULOS 79
3.9.4. SUBRUTINA DE VELOCIDAD 81
3.9.5. SUBRUTINA DE LECTURA DE SENSORES 82
3.9.6. SUBRUTINA DE POSICIÓN INICIAL 83
3.9.7. SUBRUTINA DE REPETICIÓN 85
3.9.8. SUBRUTINA DE COMPARACIÓN SUPERIOR E INFERIOR DE ÁNGULOS DE MOVIMIENTOS DE SENSORES RESISTIVOS 86
3.9.9. SUBRUTINA DE MOVIMIENTO DE SERVOMOTOR 87
3.9.10. RUTINA DE LA OPCIÓN INICIAR MOVIMIENTOS DE PROBAR EQUIPO 88
3.9.11. SUBRUTINA DE PAUSAR EN LA OPCIÓN PROBAR EQUIPO 89
3.9.12. SUBRUTINA DE FINALIZAR SESIÓN EN LA OPCIÓN PROBAR EQUIPO 90
3.9.13. RUTINA DE LA OPCIÓN INICIAR MOVIMIENTO DEL CODO 91
3.9.14. SUBRUTINA DE LA OPCIÓN PAUSAR MOVIMIENTO DEL CODO 93
3.9.15. SUBRUTINA DE LA OCIÓN FINALIZAR MOVIMIENTO DEL CODO ... 94
3.9.16. RUTINA DE LA OPCIÓN INICIAR MOVIMIENTOS DE LA MUÑECA ... 95
3.9.17. SUBRUTINA DE LA OPCION PAUSAR MOVIMIENTOS DE LA MUÑECA 96
3.9.18. SUBRUTINA DE LA OPCION FINALIZAR MOVIMIENTOS DE LA MUÑECA 97
3.10. SOFTWARE DE CONTROL 98
3.10.1. SUBRUTINA DE IMPLEMENTACIÓN DE PI 100

CAPÍTULO 4 102
DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE LA INTERFAZ GRÁFICA 102
4.1. RASPBERRY PI 3 102
4.1.1. CONECTOR PARA DISPLAY DSI 104
4.1.2. PANTALLA TÁCTIL DE 7” PARA RASPBERRY PI 105
4.1.3. RASPBIAN 106
4.1.4. QT CREATOR 107
4.2. INTERFAZ GRÁFICA DE MANEJO DEL SISTEMA DE REHABILITACION. 108
4.2.1. PANTALLA PRINCIPAL DE LA INTERFAZ GRÁFICA 108
4.2.2. PANTALLA DE INFORMACIÓN 109
4.2.3. PANTALLA PARA PROBAR EL EQUIPO 110
4.2.4. PANTALLA PARA CONFIGURACIÓN DE PARÁMETROS DE EJERCICIOS DEL CODO. 111
4.2.5. PANTALLA PARA CONFIGURACIÓN DE PARÁMETROS DE EJERCICIOS DE LA MUÑECA. 117
CAPITULO 5 121
PRUEBAS Y RESULTADOS 121
5.1. PRUEBAS DE ADAPTACIÓN DEL SISTEMA MECÁNICO 121
5.2. PRUEBAS DE CONTROL DE POSICIÓN ANGULAR DE LOS MOVIMIENTOS 122
5.3. PRUEBAS DE CONTROL DE VELOCIDAD DE LOS MOVIMIENTOS 127
CAPÍTULO 6 129
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES 129
6.1. CONCLUSIONES 129
6.2. RECOMENDACIONES 130
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS 132
ANEXO A A-1
ANEXO B B-1

RESUMEN

El presente trabajo presenta el diseño e implementación de un prototipo para rehabilitación del codo y la muñeca. Consta de una parte mecánica con piezas móviles que permiten realizar movimientos en cuatro grados de libertad, tres de los cuales están destinados a la rehabilitación de la muñeca, con movimientos de flexión – extensión, desviación radial –cubital y pronación supinación; y un grado de libertad que corresponde a la rehabilitación del codo para realizar el movimiento de flexión – extensión. El sistema cuenta también con la parte electrónica que consta de sensores y actuadores que permiten determinar y establecer el ángulo y velocidad de los movimientos.

La estructura mecánica consta de un soporte sobre el cual recae el peso del antebrazo y una palanca que permite dar soporte a la mano, todos los ejercicios que realiza la muñeca se hacen con la mano en posición de agarre, mientras que para el movimiento del codo se utiliza una cama móvil en forma de tubo cortado a la mitad, la cual está acolchada para mayor comodidad del usuario y permite mover el antebrazo y la mano.

El sistema electrónico está compuesto por dos plataformas de programación de software libre, una Raspberry Pi que permite el desarrollo de un HMI para la configuración de parámetros de los movimientos y un microprocesador que recibe y procesa la información enviada desde el HMI, los datos leídos de los sensores de posición ubicados en la estructura mecanica, y genera las señales de control para los actuadores.

El HMI desarrollado permite al especialista verificar si el paciente es idóneo para hacer uso del sistema implementado, permite también el ingreso de la configuración de los diferentes movimientos, a través del ingreso de parámetros tales como: el ángulo de flexión, el número de repeticiones, la velocidad (normal o alta) y la extremidad (derecha o izquierda) a ser rehabilitada. Una vez terminada la sesión de movimientos se puede guardar datos u observaciones que el especialista considere relevantes. El HMI se muestra sobre una pantalla táctil que descarta el uso de periféricos como el teclado y el mouse.

PRESENTACIÓN

En el Capítulo 1 se presenta un estudio sobre la anatomía de las extremidades superiores del cuerpo humano, esto abarca los movimientos que realiza cada uno de los segmentos que las componen y las técnicas más frecuentes que se emplean en su rehabilitación. Se expone también los sistemas mecánicos y/o electrónicos existentes, tales como exoesqueletos y órtesis que se emplean para la rehabilitación del codo o la muñeca.

En el Capítulo 2 se presenta la implementación mecánica del prototipo. Las dimensiones de las diferentes piezas que la constituyen están basadas en las masas y longitudes de los segmentos corporales del cuerpo humano de acuerdo al peso y altura total del usuario. Se describe también el dimensionamiento de los actuadores que se emplean para el movimiento en cada grado de libertad.

En el Capítulo 3 se describe el sistema utilizado para el control angular y de velocidad de los movimientos. Se presenta las rutinas que se ejecutan en el microcontrolador al recibir los datos que el especialista envía mediante la interfaz gráfica. Se describe también la implementación de los controles desarrollados para el control de velocidad de cada uno de los motores, además del acondicionamiento y uso de drivers para los mismos.

En el Capítulo 4 se presenta el diseño y la implementación de la interfaz gráfica desarrollada. El HMI, en base al peso y altura del usuario decide si éste está calificado para hacer uso del sistema desarrollado. Esta interfaz permite al especialista programar la rutina de rehabilitación a través de la selección e ingreso de los movimientos a realizarse.

En el Capítulo 5 se presentan los resultados de las pruebas realizadas para verificar el correcto funcionamiento del prototipo implementado, incluyendo la ejecución correcta de los diferentes movimientos configurados mediante el HMI.

En el Capítulo 6 se presentan las conclusiones y recomendaciones que surgieron tras la implementación de este proyecto.

CAPÍTULO 1

FUNDAMENTO TEÓRICO

Hace algún tiempo surgió la robótica médica y la robótica de rehabilitación; la robótica médica hace uso de los robots de forma autónoma o semiautónoma para realizar intervenciones quirúrgicas; mientras que la robótica de rehabilitación tiene como objetivo aplicar las tecnologías de la robótica para la rehabilitación y asistencia de personas discapacitadas permitiendo el desarrollo de sistemas robóticos capaces de asistir a una persona con limitación funciona [1]. Estos sistemas son cada vez más frecuentes y útiles, ya que son destinados a asistir en la movilidad de piernas, brazos y manos principalmente.

Según el CONADIS, en el Ecuador existen 418.001 personas con discapacidad, de las cuales el 47.07%, es decir 196.753 personas presentan discapacidad física [2][2][2][2][2][2][2][2][2]. Estos datos revelan que casi la mitad del total de personas discapacitadas han sufrido algún tipo de accidente cerebro-vascular o lesión postraumática que afectan la libre funcionalidad del cuerpo y limitan parcial o totalmente el movimiento de las extremidades superiores, extremidades inferiores, tronco, cuello y/o cabeza obstaculizando la capacidad laboral, educativa e integración social. También se puede presentar discapacidad física asociada al envejecimiento de la población o por problemas genéticos [3]. Las limitaciones nombradas anteriormente pueden ser tratadas mediante rehabilitación.

La rehabilitación depende en gran medida del especialista, que diagnostica y trata al paciente utilizando diversas técnicas y métodos físicos [4]. De las diferentes técnicas utilizadas, el ejercicio físico es el estimulador más utilizado. Los ejercicios físicos consisten en movimientos definidos y repetitivos para cada articulación y grupo muscular a través de los cuales se diagnostica y se trata la discapacidad [3].

El éxito de la rehabilitación depende de la intensidad, la continuidad y la repetición de los movimientos. Para mejorar la eficiencia, el terapeuta se ayuda de herramientas o sistemas mecánicos que le ayudan a realizar los diversos ejercicios físicos [4]. Estos

mecanismos van desde modelos muy simples hasta dispositivos completamente actuados que proveen movilidad coordinada y reprogramable, ya que utilizan diversas tecnologías para asistir o ayudar a recuperar ciertos movimientos o habilidades básicas para realizar actividades cotidianas diarias dando lugar a la rehabilitación robótica [5].

Este trabajo pretende exponer el desarrollo e implementación de un sistema de rehabilitación para la muñeca y el codo. El sistema está conformado por una estructura mecánica controlada de manera electrónica que permite la realización de ciertos ejercicios repetitivos, adicionalmente el sistema cuenta con HMI para facilitar su utilización. Este primer capítulo, incluye la información necesaria que ayuda a comprender la anatomía de la extremidad superior. Así, también en este se describen prototipos, dispositivos electrónicos terapéuticos y exoesqueletos que se han desarrollado y que ayudan a la rehabilitación.

1.1. ANATOMÍA DE LA EXTREMIDAD SUPERIOR DEL CUERPO HUMANO

El miembro superior es una de las partes más importantes del cuerpo humano, ya que con su movilidad y funcionalidad tiene la capacidad de sujetar y manipular objetos a través de la mano [4]. Es considerada un mecanismo de cadena abierta y movimiento libre que cuenta con cuatro articulaciones importantes (hombro, codo, muñeca y mano) y cuatro eslabones, los cuales se muestran en la Figura 1.1.

La movilidad de la extremidad superior es el resultado de un buen funcionamiento anatómico y fisiológico que trabaja como un sistema que genera y recibe señales que producen el movimiento, y cuyo origen obedece a una señal voluntaria de la corteza cerebral [6].

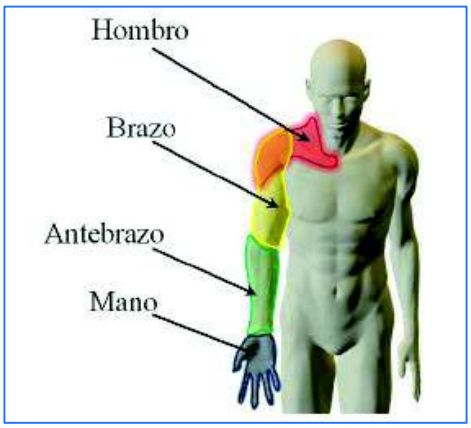


Figura 1.1. Partes principales de la extremidad superior [6]

1.1.1. APARATO LOCOMOTOR DEL CUERPO HUMANO

El cuerpo es la estructura física y material del ser humano. Se compone de cabeza, tronco y extremidades. Las extremidades superiores están formadas por los brazos, antebrazos y las manos; mientras que las extremidades inferiores son las piernas. El movimiento de las extremidades se lleva a cabo por el aparato locomotor, el cual se compone de un sistema osteoarticular, un sistema muscular y un sistema nervioso [7].

1.1.1.1. Sistema osteoarticular

Su función principal es dar soporte al cuerpo; está compuesto por huesos, cartílagos, ligamentos y articulaciones. Los huesos son participes de diversas funciones mecánicas, como soportar el peso corporal, proteger algunos órganos y dar forma a las extremidades [6]. Los huesos se conectan a través de articulaciones las cuales proveen de movilidad al cuerpo.

La Figura 1.2. indica la composición óseo articular de la extremidad superior, la cual cuenta con treinta y dos huesos que inician desde la clavícula, la cual se conecta con el esternón y el omoplato, el omoplato se conecta de igual forma con la cabeza del húmero, aquí se genera la mayor parte de la movilidad y se forma el brazo. El húmero a su vez se acopla con el cúbito y el radio y forman el antebrazo. Estos dos últimos

huesos se conectan en su extremo inferior con los huesos del carpio, los cuales dan movilidad a la muñeca [8].

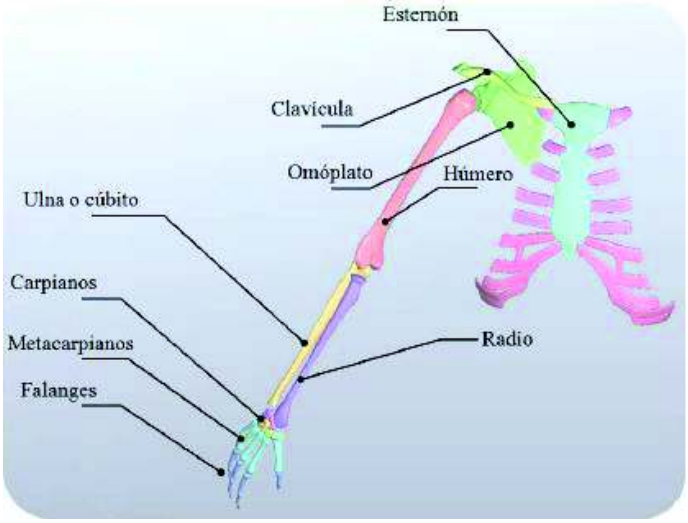


Figura 1.2. Composición ósea de la extremidad superior [8]

Para obtener la movilidad de la primera sección de la extremidad, el hombro cuenta con un conjunto de articulaciones denominado cintura escapular, las cuales sostienen al hombro y unen el miembro superior con el tronco del cuerpo humano; este sistema puede observarse en la Figura 1.3., donde se observa a detalle cada una de las cuatro articulaciones que forman la cintura escapular [7].

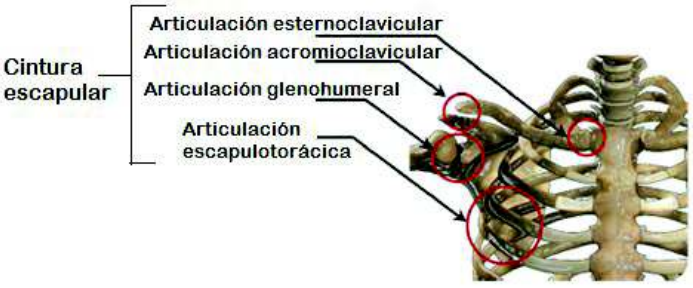


Figura 1.3. Articulaciones de la cintura escapular del hombro [7]

El codo, mostrado en la Figura 1.4., está formado por tres articulaciones: radial, cubital y radio-cubital proximal; que proporcionan el movimiento y unen el brazo con el antebrazo, éste último está formado por tres huesos, el radio, el cúbito y la cabeza inferior del húmero [6]. El codo permite a la extremidad superior doblarse o estirarse en otras palabras, permite llevar la mano hacia la parte alta del cuerpo, como por ejemplo hacia la boca para comer o hacia la cabeza para peinarse [8]. Mecánicamente, las articulaciones del codo funcionan como una bisagra.

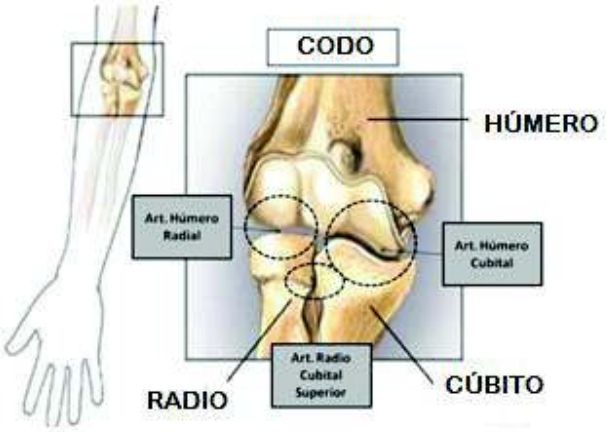


Figura 1.4. Anatomía del codo [6]

La mano tiene la capacidad de prensión y manipulación de objetos. Los movimientos de manipulación se llevan a cabo mediante la muñeca, la cual une la mano con el antebrazo y está formada por dos articulaciones que se muestran en la Figura 1.5. La articulación radiocarpiana que une los huesos del carpo con el radio; y la mediocarpiana, que se encuentra entre las dos filas de los huesos del carpo [9].

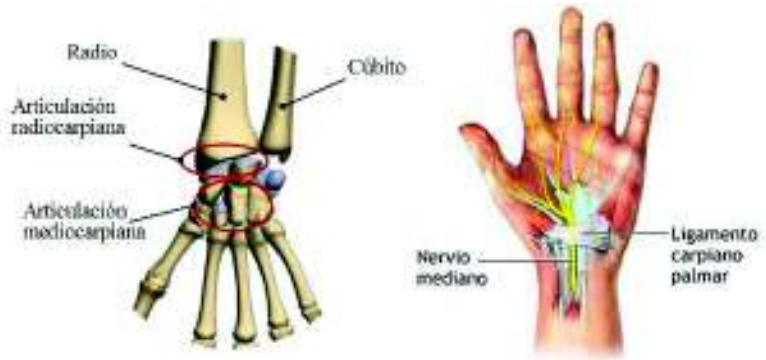


Figura 1.5. Articulaciones de la muñeca [9]

1.1.1.2. Sistema muscular

Los músculos son elementos que se contraen con mucha facilidad y producen el movimiento del cuerpo y las extremidades a través de las articulaciones. El miembro superior cuenta con 42 músculos para su correcta movilidad. Inicia en la cintura escapular del hombro, posteriormente el codo, la muñeca y finalmente los dedos [10]. La Figura 1.6. indica el sistema muscular de la extremidad superior. También se muestra claramente las articulaciones del codo, la muñeca y de cada uno de los dedos.

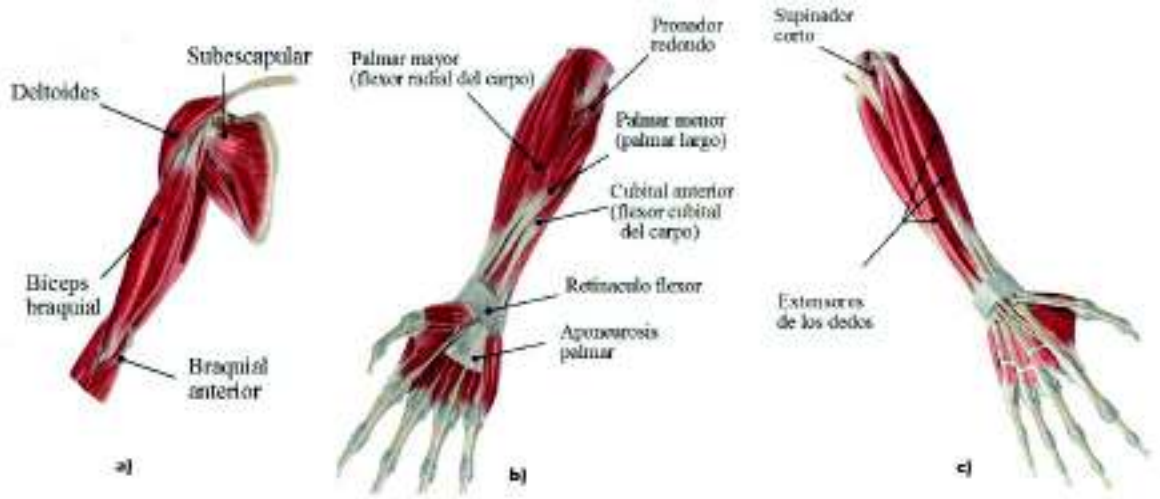


Figura 1.6. Músculos a) brazo, b) antebrazo anterior y muñeca c) antebrazo posterior [10].

1.1.1.3. Sistema nervioso

Cada acción del músculo es controlada y coordinada por el sistema nervioso, el cual está constituido por el sistema nervioso central y el sistema nervioso periférico. El sistema nervioso actúa detectando todos los cambios en el medio ambiente y produciendo respuestas apropiadas en músculos, órganos y glándulas en el cuerpo a través de la neurona, la cual es la unidad básica, estructural y funcional del sistema nervioso [7].

1.1.2. MOVIMIENTOS PRINCIPALES DEL CODO Y LA MUÑECA

Los rangos de movilidad son el intervalo máximo de movimiento que se puede lograr con cada articulación [9]. Estos rangos de movimiento pueden verse disminuidos por problemas articulares, musculares o neuromusculares; por tales razones los terapeutas emplean estos rangos de movilidad para evaluar el estado del paciente al definir la gravedad del problema articular en función de la cantidad de movimiento [5].

Tabla 1.1. Rangos de movimiento de la extremidad superior [9]

Articulación	Movimiento	Rango de movimiento
Hombro (3 GdL)	Rotación interna	34°
	Rotación externa	142°
	Aducción	48°
	Abducción	134°
	Flexión	188°
	Extensión	61°
Codo (1GdL)	Flexión	85°
	Extensión	0°
Muñeca (3GdL)	Pronación	90°
	Supinación	90°
	Flexión	70°
	Extensión	70°
	Aducción o Desviación radial	15°
	Abducción o Desviación cubital	30°

Al considerarse el miembro superior como una cadena de eslabones y articulaciones se transforma en un modelo de cuerpo rígido, el cual presenta ciertos grados de libertad que permiten realizar y analizar movimientos básicos como los que se

muestran en la Figura 1.7. el hombro presenta 3 GdL, el codo 1 GdL, y la muñeca 3GdL, en la Tabla 1.1. se indica el rango de movimiento máximo de cada grado de libertad de la extremidad superior [9].

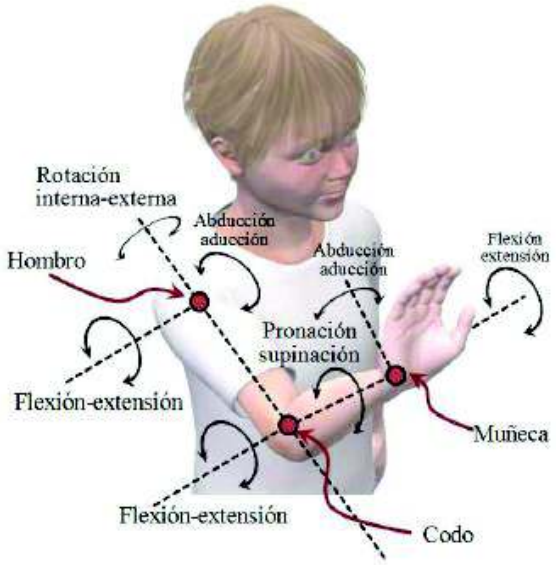


Figura 1.7. Grados de libertad de la extremidad superior [5].

1.1.2.1. Flexión – Extensión del codo

Lo movimientos que realiza el codo son flexión y extensión, los cuales se muestra en la extensión el hombro, el codo y la muñeca están alineados horizontalmente, formando un ángulo de 0°; mientras que en el movimiento de flexión el codo se desplaza hacia arriba a un ángulo de 95° [11].

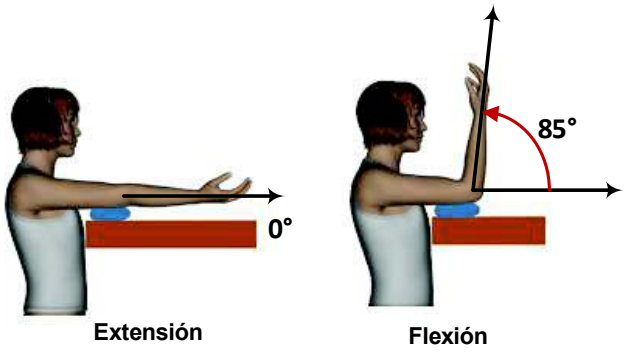


Figura 1.8. Movimientos de flexión – extensión del codo [11].

1.1.2.2. Flexión – Extensión de la muñeca

En el movimiento de extensión de la muñeca se eleva la mano un ángulo de 60° a partir de su posición neutral, mientras que en el movimiento de flexión se tiene un ángulo de depresión de 60°, estos movimientos se indican en la Figura 1.9. [12].

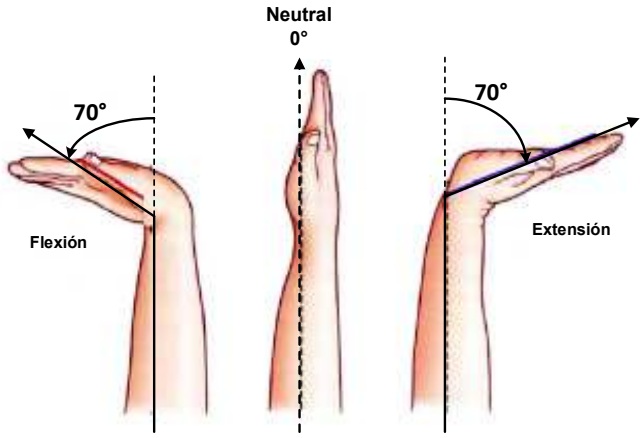


Figura 1.9. Flexión – extensión de la muñeca [12].

1.1.2.3. Desviación Radial – Desviación Cubital de la muñeca

Estos movimientos también son denominados aducción – abducción respectivamente y son mostrados en la Figura 1.10. en la posición neutral la muñeca no se desvía, y a partir de este se produce el movimiento de desviación radial con un ángulo de movilidad de 15° dirigido hacia el dedo pulgar, mientras que para el movimiento de desviación cubital el ángulo de movimiento es de 30° y se dirige hacia el lado del dedo meñique [12].

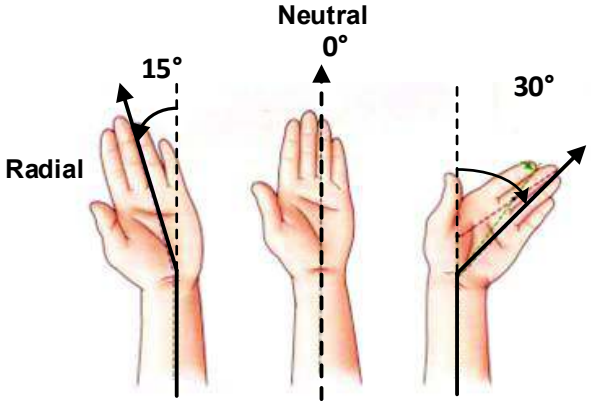


Figura 1.10. Desviación radial y cubital dela muñeca [12]

1.1.2.4. Pronación – Supinación de la muñeca

La Figura 1.11. muestra los movimientos de pronación y supinación de la muñeca. El movimiento de supinación se produce cuando la palma gira hacia arriba a partir de su posición neutral (0°), mientras que en el movimiento de pronación la palma gira hacia abajo, en los dos movimientos se gira un ángulo máximo de 90° [13].

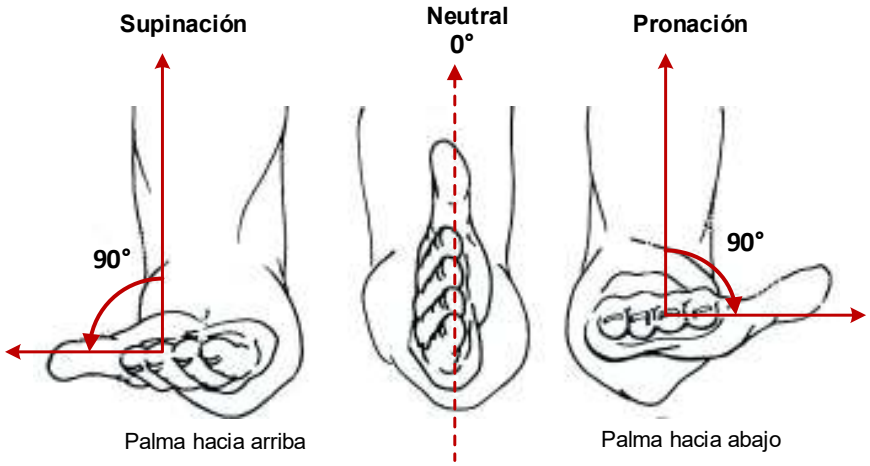


Figura 1.11. Pronación y supinación de la muñeca [13].

1.1.3. DISCAPACIDAD Y REHABILITACION

Cuando se presenta algún problema a nivel muscular, nervioso o neurológico, se ve reflejado en la falta de movilidad, la misma que no permite desarrollar una actividad física normal, falla que puede darse de manera temporal o permanente, a la cual se la conoce como discapacidad y la cual puede tratarse mediante rehabilitación [14].

1.1.3.1. Discapacidad

En términos generales la discapacidad se define como la pérdida o limitación para realizar actividades de la vida normal con la sociedad y al mismo nivel que otros, debido a las barreras físicas y sociales.

El movimiento del miembro superior se lleva a cabo a través de huesos, músculos, articulaciones y del sistema nervioso, los cuales pueden ser afectados por lesiones hereditarias, lesiones adquiridas por accidente físico o trastornos del sistema

locomotor, en donde el movimiento puede estar limitado, dejar de ser voluntario o dejar de haber movimiento, lo que causa una discapacidad motriz [9].

1.1.3.2. Rehabilitación

Según la OMS define la rehabilitación como parte de la asistencia médica encargada de desarrollar las capacidades funcionales y psicológicas del individuo y activar sus mecanismos de compensación, a fin de permitirle llevar una existencia autónoma y dinámica [15]. El objetivo se mide en parámetros funcionales, en el restablecimiento de su movilidad, cuidado personal, habilidad manual y comunicación.
La rehabilitación es un proceso complejo que resulta de la aplicación integrada de muchos procedimientos para lograr que el individuo recupere su estado funcional óptimo, tanto en el hogar como en la comunidad en la medida en la que permitan la utilización apropiada de todas sus capacidades residuales [5].

1.1.3.3. Rehabilitación física

Es la rama de la medicina que se encarga del tratamiento en las complicaciones del movimiento del cuerpo y las extremidades ocasionadas por malformaciones o lesiones a nivel neurológico o físico. La rehabilitación física consiste en la estimulación muscular y nerviosa a través de ejercicios físicos de movimientos consientes y voluntarios que ayudan a favorecer al discapacitado para su restauración física, mental y social hasta sus límites máximos posibles. Con el fin de aprovechar la plasticidad cerebral se crean nuevas interconexiones neuronales por medo de estimulación, tales interconexiones desarrollan el control del movimiento o sustituyen la función de las interconexiones perdidas por la muerte neuronal [16].

Los ejercicios no solo estimulan en sistema muscular y articular, sino que también se produce una estimulación a nivel neurológico, la cual es personalizada y de acuerdo a la lesión y al paciente [6].Los diversos tratamientos de la rehabilitación requieren de especialistas como los terapeutas físicos o terapistas ocupacionales, que son quienes ocupan diversas técnicas para la recuperación de los pacientes, con frecuencia utilizan una mezcla de diferentes técnicas para conseguir mejores resultados, teniendo muy en consideración el estado del paciente [14].

Cada una de las evaluaciones que el terapeuta aplica al paciente es basada en su experiencia, ya que la valoración de los músculos depende factores como la fuerza, resistencia, rapidez de acción y coordinación con otros músculos; estos factores varían de acuerdo a la discapacidad y al estado anímico de la persona. Estas pruebas musculares se realizan de forma manual y se utilizan para determinar el grado de la debilidad [17]. Los registros obtenidos con las pruebas se usan de base para planear técnicas terapéuticas y tratamientos de repeticiones periódicas para mejorar el estado del paciente.

1.1.3.4. Ejercicios terapéuticos

Los ejercicios terapéuticos producen efectos en las articulaciones y músculos. Los efectos del ejercicio muscular y del tratamiento correspondiente pueden ser preventivos o terapéuticos y favorecen algunas facultades como conservar la función muscular durante un periodo de inmovilización de una articulación mediante el fortalecimiento de los músculos y se procura que el paciente demuestre en intervalos de tiempo regulares la capacidad que ha adquirido para ejecutar los movimientos o ejercicios ordenados [18].

1.1.3.5. Ejercicios con aparatos

El uso de aparatos tiene dos ventajas; la primera es que el fisioterapeuta puede supervisar varios pacientes al mismo tiempo y mantener registros exactos de los movimientos o ejercicios realizados; la segunda es el registro de los movimientos y la cuantificación de los rangos de movilidad del paciente, esto permite conocer los niveles de mejora del paciente [18].

1.1.3.6. Rehabilitación neuromuscular propioceptiva.

La propiocepción es la capacidad que tiene el cuerpo y las extremidades para detectar el movimiento y posición de las articulaciones. Cuando se presenta un problema como la discapacidad motriz se hace uso de la facilitación propioceptiva, que es una herramienta que estimula al sistema nervioso, el cual se entrena mediante ejercicios específicos para mejorar la fuerza coordinación, equilibrio y tiempo de reacción en los movimientos del discapacitado [16]. El plan de movimientos en este tipo de

rehabilitación se basa en la movilidad del paciente y la resistencia que se aplica en éstos viene de las manos de un especialista terapéutico.

Este método presenta dos ventajas principales sobre los otros sistemas. En primer lugar, los movimientos y la resistencia siempre se encuentran en todo momento bajo el control del fisioterapeuta. En segundo lugar, no se necesita ningún aparato. En contraparte, esta técnica requiere de mucho tiempo del especialista, por lo que este solo puede ocuparse de un solo paciente a la vez [16].

1.1.3.7. Técnicas de rehabilitación de extremidad superior comúnmente usadas en terapia física.

1.1.3.7.1. Cinesiterapia

La cinesiterapia es el grupo de técnicas de fisioterapia que se basan en emplear el movimiento como medida para mejorar la salud o recuperarse de una lesión [39]. Por lo tanto la cinesiterapia comprende todas aquellas movilizaciones que realice un paciente bajo indicación del fisioterapeuta, o con ayuda de este [20].

Figura 1.12. Cinesiterapia pasiva del hombro [21]

La Figura 1.12. muestra el movimiento de flexión del codo, en la que el paciente no moviliza el segmento afectado de forma voluntaria, pues es el especialista quien asiste por completo la movilidad del ejercicio, a este tipo de movimientos se denomina Cinesiterapia pasiva [21]. Por otro lado se denomina Cinesiterapia activa a los

movimientos que realiza el paciente de forma voluntaria en la movilización del segmento afectado. Puede darse varias formas de este tipo de rehabilitación, la primera en la que el paciente pueda movilizar el segmento afectado pero no tenga la suficiente fuerza para terminar el movimiento, en esta situación el terapeuta se encarga de ayudar a completar el movimiento para que el paciente gane fuerza y movilidad, procurando no generar dolor. Una segunda forma es en la que el paciente puede realizar los ejercicios por sí mismo, sin necesidad se asistencia o ayuda por parte del especialista [20]. Una última forma es en la que el terapeuta aplica una fuerza contraria al movimiento que realiza el paciente para aumentar la fuerza muscular, posteriormente y de acuerdo a la progresión del paciente se puede emplear otros elementos que ofrezcan resistencia al ejercicio como bandas elásticas que se observan en la Figura 1.13. o pesas [20].

Figura 1.13. Banda elástica para rehabilitación del codo [20]

1.1.3.7.2. Termoterapia

La Termoterapia es la aplicación de calor en sus diferentes grados sobre el organismo con fines terapéuticos [22]. Esta aplicación se da mediante agentes térmicos, los cuales son materiales que están en una temperatura mayor a los límites fisiológicos [19]. Puede clasificarse como superficial cuando la penetración es baja o profunda cuando se dan efectos biológicos gracias al calentamiento directo de tejidos profundos (como sucede en el uso de algunas corrientes eléctricas). Las aplicaciones de la termoterapia pueden variar de entre 10 a 30 minutos, aunque depende de la técnica concreta que se utilice [22].

Existen cuatro agentes térmicos para la aplicación de la Termoterapia, uno de ellos es mediante medios solidos como por ejemplo las mantas eléctricas, sacos eléctricos, y los hot-packs que se muestran en la Figura 1.14. los cuales se calientan en microondas y conservan el calor unos 15-20 minutos [23]. Se aplican protegiendo la zona con una toalla, y tienen la ventaja de ser adaptables a regiones como el hombro o cuello.

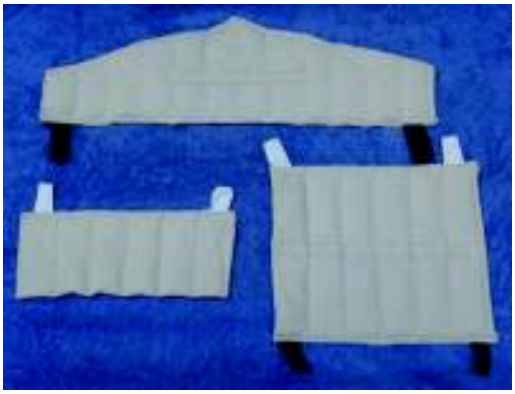


Figura 1.14. Hot packs para termoterapia [23]

Otra forma de aplicación de la termoterapia es mediante semilíquidos como fangos, lodos, parafina, parafangos. Se suelen aplicar en consulta, con la ventaja de que son moldeables y adaptables a regiones como la espalda o la mano completa [22]. La Figura 1.15. muestra un baño de una mezcla de parafina con aceite vegetal para la mano, la temperatura de este baño oscila entre los 50 y 55°C, alrededor de la mano se forma una película que transfiere el calor [23].

Figura 1.15. Hot packs para termoterapia [23]

La termoterapia se puede aplicar también mediante gas, con aire seco empleando un secador o por vapor de agua. La radiación también es utilizada mediante lámpara de infrarrojos o microondas [19].

1.1.3.7.3. Hidroterapia

La hidroterapia o el empleo de agua con fines terapéuticos es uno de los métodos más antiguos utilizados en el tratamiento de las disfunciones físicas [24]. Se ha ido desarrollando y adquiriendo mayor auge, debido al reconocimiento del agua como verdadero método terapéutico en sus múltiples campos de aplicación, como ser la rehabilitación ortopédica, reumatológica, neurológica, deportiva, etc [19]. La hidroterapia consigue sus efectos terapéuticos mediante las propiedades físicas del agua, que van a aportar energía mecánica o térmica a la superficie corporal, y mediante los principios físicos derivados de la inmersión [25].

Existen diferentes técnicas de aplicación de la hidroterapia, una de ellas es el baño de remolino, ya que se emplea agua a presión y se genera un masaje en base a un remolino y potencia los efectos relajantes del agua y estimula la zona sobre la cual se trabaja, la Figura 1.16. muestra un baño de remolino del antebrazo [24].

Figura 1.16. Baño de remolino para el antebrazo [24]

Se utiliza también chorros de presión de 1 a 3 atmosferas proyectándose sobre el paciente a una distancia de 3 o 4 metros. La Figura 1.17. muestra un chorro de agua

sobre la espalda de un paciente generándose así un masaje a presión sobre un área determinada [25].

Figura 1.17. Chorros de agua a presión [25]

1.1.3.7.4. Magnetoterapia

La magnetoterapia es una disciplina que se engloba dentro de la fisioterapia y se define como el arte y la ciencia del tratamiento de lesiones y enfermedades mediante la aplicación de campos magnéticos específicos [26]. Estos campos magnéticos pueden ser producidos por imanes permanentes o electroimanes, los cuales pueden tener un campo magnético variable [27]. La Magnetoterapia está indicada para tratar el dolor y la inflamación, aunque en un inicio era utilizada únicamente para la regeneración de tejido óseo [19].

Figura 1.18. Magnetoterapia del antebrazo [27]

La Figura 1.18. indica un solenoide del aparato de rehabilitación de magnetoterapia para el antebrazo. Los campos magnéticos utilizados son generalmente menores a los 100Hz, con una intensidad baja de hasta 100 Gauss pudiendo ser éstos estáticos o pulsantes [27]. Tiene también un panel de control desde el cual el especialista introduce los parámetros del tratamiento.

1.2. ROBÓTICA Y REHABILITACIÓN ROBÓTICA

1.2.1. COMPONENTES DE UN SISTEMA ROBÓTICO

Considerando los sistemas de rehabilitación existentes, se ha establecido los siguientes componentes como elementos principales de un sistema de rehabilitación:

- Manipulador o brazo
- Sistema sensorial (Sensores)
- Sistema de accionamiento (Actuadores)
- Sistema de control (Controlador) [49]

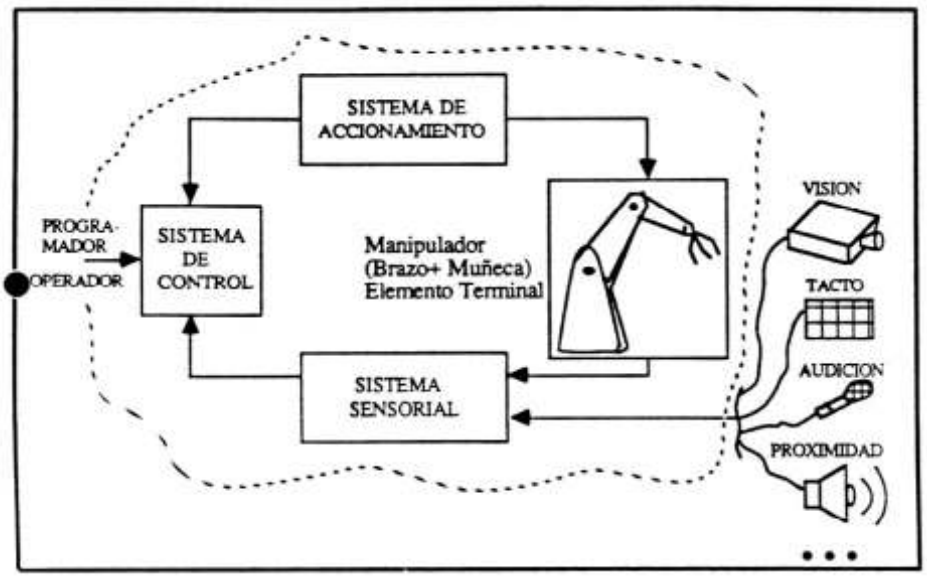


Figura 1.19. Componentes de un sistema de rehabilitación [50].

En la Figura 1.19. se presenta un sistema robótico, el cual presenta una estructura mecánica acondicionada de un sistema de accionamiento, un sistema sensorial y un sistema de control. El sistema sensorial recibe información del entorno interno y externo del sistema y la envía al sistema de control. El sistema de accionamiento recibe información del sistema de control y permite el movimiento de la estructura mecánica o del elemento terminal

1.2.1.1. Manipulador o brazo

El manipulador constituye la estructura mecánica del robot y consiste en una serie de miembros rígidos conectados por articulaciones. Al moverse una articulación, se mueven también los siguientes elementos unidos a ella. El movimiento se debe a un actuador que puede ir conectado directamente o a través de alguna transmisión mecánica con el objetivo de producir un par o velocidad [49].

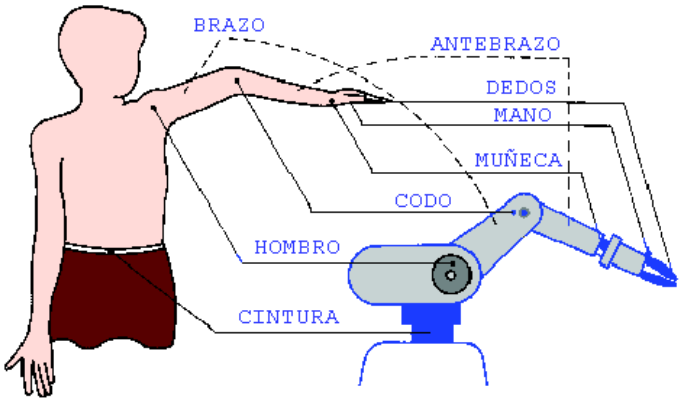


Figura 1.20. Similitud entre anatomía de la extremidad superior y robot industrial [1].

Los robots industriales, empleados para la manufactura de diferentes productos, presentan cierta similitud con la anatomía del cuerpo humano, como se muestra en la Figura 1.20. por lo que es muy común nombrar a los componentes de un robot con términos tales como mano, brazo, muñeca, etc. [1].

Mecánicamente, un robot está formado por una serie de elementos estructurales rígidos denominados eslabones, estos a su vez, se encuentran conectados entre sí mediante articulaciones. La Figura 1.21. muestra cómo se juntan dos eslabones

mediante una articulación. Cada uno de los movimientos independientes que puede realizar cada articulación con respecto a la anterior se denomina grado de libertad (GdL) [28]. Cuando el número de grados de libertad es menor que el número de articulaciones se produce redundancia, ya que se tendría más utilidades de acción que las necesarias [28].

Figura 1.21. Eslabones y articulaciones de una estructura mecánica [28]

Una estructura mecánica generalmente está hecha de materiales ligeros. En un exoesqueleto la estructura mecánica debe ser capaz de sostener su propio peso, el peso de sus componentes y el peso total o parcial del cuerpo de la persona que haga uso de este; por otra parte tiene una serie de uniones las cuales coinciden con las uniones o articulaciones del cuerpo humano.

1.2.1.2. Sistema sensorial

El sistema sensorial es un conjunto de sensores que reciben información del estado del sistema robótico y del entorno en el cual éste se desarrolla. Un sensor es un dispositivo diseñado para recibir información de una magnitud física o química de las condiciones del entorno en el cual se desarrolla un sistema y la transforma en otra magnitud, normalmente eléctrica, la cual puede ser cuantificada y manipulada [29].

Existen varios tipos de sensores, de acuerdo a su funcionamiento, al tipo de señal de salida, al tipo de variable medida, etc. Para que un robot realice una tarea con precisión

es necesario que se tenga información de su propio estado, esto se obtiene con sensores internos y son integrados en la estructura mecánica del robot, éstos generalmente miden posición de las articulaciones, velocidad, aceleración o fuerza en el elemento terminal del manipulador. Para conocer el estado del entorno en el que se desarrolla el robot es necesario emplear sensores externos, los cuales generalmente miden proximidad, alcance y fuerza [30]. Los sensores proporcionan información al sistema robótico, y de acuerdo a estos se realiza la toma de decisiones de las actividades programadas en el controlador [30].

1.2.1.2.1. Potenciómetros

Un potenciómetro es un resistor eléctrico con un valor de resistencia variable y generalmente ajustable manualmente, son muy utilizados en circuitos de poca corriente [4]. Existe varios tipos de potenciómetros, los más utilizados son los logarítmicos y los lineales. Los potenciómetros logarítmicos se comportan de manera asimétrica ante la variación de su eje, primero se tendrá un incremento de resistencia muy leve y se llegara a un punto en el cual el incremento de resistencia es mucho mayor, es decir mientras se gire el eje mayor es el aumento de la resistencia de tal forma que se obtiene una curva logarítmica [31]. Por otro lado en los potenciómetros lineales la resistencia es directamente proporcional al ángulo de giro del eje, y se obtiene una curva recta.

1.2.1.2.2. Acelerómetros

Son dispositivos que miden la aceleración, que es la tasa de cambio de velocidad de un objeto, es decir permiten detectar el movimiento y el giro. Los acelerómetros pueden medir la aceleración en uno, dos o tres ejes (X, Y, Z), de dependiendo su aplicación. Una de las aplicaciones más utilizadas de estos dispositivos es la detección de inclinación, debido a que están afectados por la aceleración de la gravedad y pueden decir cómo se orientan con respecto a la superficie de la Tierra [32]. Son muy útiles para detectar vibraciones en los sistemas o para aplicaciones de orientación y puede detectar si un dispositivo esta en caída libre, ya que envía una señal al controlador

para que guarde la información y se bloquee para evitar que el golpe dañe los datos registrados.

La Figura 1.22. muestra un acelerómetro de tres ejes, envía tres datos de aceleración de cada uno de los ejes al sistema de control mediante comunicación SPI. Estos sensores pueden comunicarse mediante un convertidor analógico, digital o interfaz de conexión modulada por ancho de pulso (PWM).

Figura 1.22. Acelerómetro digital de 3 ejes [32].

Los acelerómetros con una interfaz analógica entregan un voltaje proporcional a la aceleración en cada uno de sus ejes, que normalmente varían entre tierra y el valor de alimentación. Estos suelen ser más baratos que los digitales y mucho más fáciles de usar [32]. Los acelerómetros con una interfaz digital pueden comunicarse a través de los protocolos de comunicación de SPI o I2C. Estos tienden a tener más funcionalidad y ser menos susceptibles al ruido que acelerómetros analógicos. Los acelerómetros con salida modulada en ancho de pulso (PWM) presentan una onda cuadrada con un periodo conocido, pero con un ciclo de trabajo que varía con los cambios de aceleración.

1.2.1.2.3. Encoders

Los encoders se utilizan como sensores de ángulo, posición, velocidad y aceleración. Pueden monitorear electrónicamente la posición de un eje giratorio transformando movimientos de rotación en señales digitales [33]. Funcionan sin desgaste mediante

detección fotoeléctrica o magnética para esto, disponen de un disco graduado que está sujeto firmemente en el eje.

1.2.1.3. Sistema de accionamiento

Un sistema de accionamiento es un conjunto de elementos tales como motores, hélices, palancas, correas de transmisión, poleas, sensores, actuadores, etc. que tienen como objetivo mover o participar en el movimiento de cualquier parte móvil de un sistema robótico [49].

Los actuadores son elementos que proporcionan fuerza y torque a la estructura del sistema robótico haciendo que ésta se mueva. Transforman la energía eléctrica, neumática o hidráulica en energía mecánica para aplicarla en un proceso de automatización del sistema [34]. Deben ser controlados con rapidez y precisión dependiendo su aplicación. En función del mecanismo que posea el sistema para accionar se pueden clasificar en: hidráulicos, neumáticos y eléctricos.

1.2.1.3.1. Actuadores Hidráulicos

Este tipo de actuador aprovecha el fluido de un líquido, normalmente aceite especial. Son regulados por servo válvulas que controlan el flujo de fluido, el cual provoca un desplazamiento lineal de un cilindro o pistón [35]. La Figura 1.23. muestra un actuador hidráulico de doble efecto que es muy utilizado en manipuladores que tienen gran capacidad de carga y necesitan un control de velocidad preciso [36].

Figura 1.23. Actuador hidráulico de doble efecto [36]

1.2.1.3.2. Actuadores Neumáticos

Su funcionamiento se basan en aprovechar la presión y el volumen del aire comprimido creado por un compresor de aire para transformar estas variables en movimiento, ya sea rectilíneo o de giro, es decir, obtener energía mecánica a partir de la presión de un gas, en este caso de aire. Son muy utilizados en aplicaciones que requieren un control de movimientos rápidos pero de limitada precisión.

1.2.1.3.3. Actuadores Eléctricos

Son muy utilizados en el campo de la robótica. Tienen un gran campo de aplicación dado que existe una gran cantidad de modelos y una fácil disponibilidad de energía eléctrica [36]. A este tipo de actuadores pertenecen los motores de corriente continua (DC) que se muestra en la Figura 1.24. los motores a pasos, servomotores y los motores de corriente alterna.

Figura 1.24. Actuador eléctrico [36]

Los motores de corriente continua son los más utilizados debido a su facilidad de control. Algunos tienen incorporado un sensor denominado encoder que permite realizar el control de posición o velocidad del mismo. Están formados principalmente por el estator y el rotor. El estator o inductor que siguiendo las leyes de los electroimanes genera un campo magnético mediante bobinas o imanes permanentes para que el rotor, que se encuentra en el centro del motor pueda moverse al generar una fuerza que se crea al recibir corriente continua de una alimentación externa. Un

par de giro se genera al recibir corriente continua en el rotor, lo que provoca que gire hasta que alcance su velocidad nominal [37].

Los motores a pasos son dispositivos electromagnéticos, rotativos e incrementales que convierten pulsos digitales en rotación mecánica. Permiten realizar giros de precisiones de 1.8°, 0.9°, 0.72°, 0.36° según el paso [37]. El ángulo de giro de este tipo de motores es directamente proporcional al número de pulsos del control y la velocidad de rotación es relativa a la frecuencia de dichos pulsos por lo que no necesitan encoders que informen continuamente la posición del motor. Son generalmente controlados por un dispositivo programable que suministra los pulsos para el control angular y de velocidad [38].

Por otro lado, los servomotores son motores de corriente continua que tienen la capacidad de ubicarse en cualquier posición dentro de su rango de operación y mantenerse estable en la misma, no pueden dar rotaciones continuas, ya que giran 90° en sentido horario y antihorario [38]. Están formados por un motor DC, un circuito de control o sensor y una caja reductora que eleva el torque. En muchos casos se hace un control en lazo cerrado con un encoder para conseguir una posición muy precisa.

Finalmente, los motores de corriente alterna no han tenido una aplicación en la robótica, debido fundamentalmente a la dificultad de su control. Son robustos, compactos y necesitan poco mantenimiento, son considerados motores industriales [38].

1.2.1.4. Sistema de control

El sistema de control regula y determina cada uno de los movimientos precisos de cada parte del manipulador, las acciones, cálculos y el procesado de información. Este sistema recibe y envía señales a otras máquinas – herramientas por medio de señales de entrada / salida, es decir, el sistema puede interactuar con el entorno por medio de señales y almacena en su memoria datos de secuencias y de posición [50].

Un sistema de control puede ser desarrollado en lazo abierto o en lazo cerrado dependiendo de las variables controladas, medidas y perturbaciones. Debe ser robusto y tan eficiente como sea posible para evitar comportamientos bruscos e irreales en las variables de entrada y determinar las acciones que deben aplicarse para modificar las variables de control en base a la salida deseada [39].

1.2.2. ROBÓTICA TERAPÉUTICA

La robótica, utilizada cada vez más en diferentes ámbitos, tiene una considerable aplicación en la medicina debido a que es una herramienta inteligente, capaz de compensar ciertas deficiencias y limitaciones que pueden tener los cirujanos [39]. La rehabilitación robótica es un campo multidisciplinario dedicado a la rehabilitación de personas con discapacidades a un nivel aceptable en salud física, mental y a la interacción social y a su entorno mediante la robótica aplicada, tecnologías emergentes y áreas de salud [40]. En la siguiente sección se muestra la integración de varias disciplinas unificando los conceptos y tecnologías para producir una rehabilitación automatizada mediante dispositivos que son accesibles a los pacientes [41].

1.2.2.1. Campos de la rehabilitación robótica

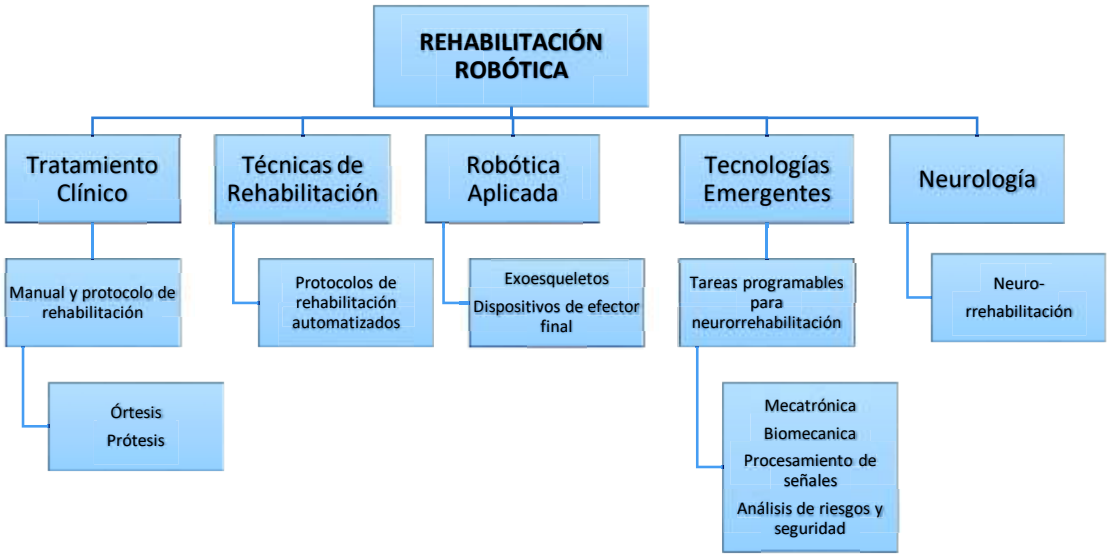


Figura 1.25. Campos de la rehabilitación robótica [42]

El concepto de rehabilitación robótica incluye términos como diseño, análisis, construcción y desarrollo de dispositivos automatizados para asistir y ayudar a que las personas con discapacidad se integren a las actividades de la vida diaria a pesar de las consecuencias y efectos que una discapacidad conlleva [42].

La rehabilitación robótica requiere de la comprensión de ciertas ramas que se muestran en la Figura 1.25. como las ciencias médicas, de rehabilitación y de ingeniería. Las dos primeras se encargan del análisis del movimiento neuromuscular y motor, así como del proceso de terapia o rehabilitación, mientras que la ingeniería se encarga del diseño y control de las interfaces hombre-máquina, las cuales deben ser ergonómicas y útiles para brindar seguridad al paciente en cualquier sesión de terapia [29].

Para el diseño de dispositivos robóticos, el análisis de la movilidad de las extremidades es sumamente importante y la rehabilitación robótica permite el estudio de la movilidad humana con fines terapéuticos mediante el uso de conceptos de la robótica. La robótica emplea modelos cinemáticos para describir de forman sencilla la movilidad articular de una articulación, sea superior o inferior [43].

Se ha mejorado en gran medida la información y estimulación hacia el paciente gracias a la incorporación de escenarios virtuales que brindan características audiovisuales adicionales a las que comúnmente se realizan y a la realimentación de fuerza en la robótica terapéutica; esto debido a que incrementa la motivación del paciente y con ello la probabilidad de éxito de su recuperación [40].

En el campo de la robótica de la rehabilitación también se incluye:

- Extremidades artificiales o prótesis
- Órtesis
- Robots que proveen asistencia personal en hospitales.
- Simuladores de realidad virtual
- Robots de soporte a terapias de rehabilitación [44].

1.2.2.2. Extremidades artificiales

Puede ser definida también como prótesis y reemplaza una extremidad ausente. Existen tanto para extremidades superiores, que incluyen la mano, el codo y el hombro; así como para extremidades inferiores (tobillo, rodilla y cadera). Cada prótesis debe ser hecha a la medida del usuario de acuerdo a sus necesidades funcionales y a sus rasgos físicos [29].

1.2.2.3. Órtesis

Según la ISO, una órtesis es un apoyo u otro dispositivo externo aplicado al cuerpo para modificar los aspectos funcionales o estructurales del sistema musculo-esquelético [5]. A diferencia de una prótesis, esta no sustituye una parte del cuerpo, pero si ya apoyan o la complementan.

1.2.2.4. Robots asistenciales

El objetivo de los robots asistenciales es mejorar la calidad de vida de las personas enfermas o con capacidades diferentes, brindándoles mayor autonomía y seguridad. Entre estos están:

- Sillas móviles con mandos alternativos
- Guiado de ciegos
- Andadores inteligentes [41]

1.2.2.5. Simuladores de realidad virtual

Es un mundo virtual generado por sistemas informáticos, todo el contacto que tiene el usuario con un simulador de realidad virtual es sobre una pantalla, con la cual se busca mejorar procedimientos específicos, en especial los procesos quirúrgicos para hacerlos más exactos y reales [40]. La Figura 1.26. muestra un simulador de realidad virtual empleado en medicina educativa con el cual se presenta un ambiente controlado que permite identificar, plantear, aclarar y resolver problemas médicos de complejidad creciente [1].

Figura 1.26. Simulador de realidad virtual [1]

1.2.2.6. Robots para terapias de rehabilitación

Este tipo de robots brinda ayuda a personas con discapacidad en extremidades superiores y/o inferiores a recuperar parte de los movimientos de las mismas. La Figura 1.27. muestra uno de los robots más conocidos, el Lokomat, creado en Alemania.

Figura 1.27. Robot para rehabilitación Lokomat [45]

El robot Lokomat© facilita que los pacientes repitan de forma homogénea e intensiva ciclos de marcha lo más parecido posibles a la normalidad. Consta de un tapiz de marcha rodante, un arnés que permite diferentes grados de soporte del peso corporal

y unos brazos articulados o exoesqueletos que se colocan abrazando ambas piernas. Estos brazos electromecánicos movilizan caderas y rodillas para realizar los movimientos propios de la deambulación sobre la cinta rodante, en los que el paciente interviene de forma activa según sus posibilidades [45].

1.3. ESTADO DE ARTE DE LOS DISPOSITIVOS ROBOTICOS DESARROLLADOS PARA REHABILITACION.

Existe una gran cantidad de trabajos, investigaciones y desarrollos en el área de la robótica centrada en exoesqueletos robóticos. Las primeras aplicaciones de los dispositivos exoesqueletos estuvieron en el campo de la telemanipulación. La Figura 1.28. muestra uno de los primeros exoesqueletos, el Exoskeleton Force Arm Master, con 5 grados de libertad motorizados para las articulaciones de hombro y codo.

Figura 1.28. Exosqueleton Force Arm Master, dispositivo robótico de miembro superior para aplicaciones de telemanipulación [3].

En las siguientes secciones se revisarán los exoesqueletos robóticos de miembro superior destinados a aplicaciones de rehabilitación, asistencia a personas con problemas motores y los destinados a estudios en diferentes líneas de investigación.

La primera órtesis motorizada que se hace referencia en la literatura se desarrolló en Case Institute of Technology (CASE) en la década de 1960, destinada a asistir a personas con patologías musculares. El dispositivo se configuro como un exoesqueleto de 4 GdL anclado a una base fija. Para el control se utilizó sensores de luz montados en la cabeza. Este trabajo se continuó y se desarrolló un nuevo dispositivo denominado Golden Arm de 6 GdL activados con motores. Este dispositivo fue montado sobre una silla de ruedas y usado por personas discapacitadas por esclerosis múltiple. No fue controlado por ordenador, sino que se utilizaban interruptores para su operación [3].

Las principales limitaciones de los exoesqueletos nombrados anteriormente radican en la interfaz con el usuario, por lo que fueron tediosos y difíciles de controlar y usar. Con el objetivo de realizar un control sobre estos dispositivos de la forma más natural posible se logró detectar la intensión del usuario mediante la actividad eléctrica muscular.

1.3.1. SISTEMA EXOESQUELÉTICO ROSEN

Figura 1.29. Sistema Exoesquelético Rosen [4].

Este exoesqueleto basado en señales mioeléctricas, fue un prototipo para estudiar la integración del brazo humano con un dispositivo robótico. El mecanismo se ancló a la

pared con el propósito de brindar asistencia para amplificar la fuerza generada por los músculos de la articulación mientras se manipulan cargas [4]. La Figura 1.29. muestra el exoesqueleto Rosen que emplea sensores EMG de superficie , utiliza como actuadores motores electromagnéticos DC y controla la articulación del codo por un codificador óptico.

1.3.2. WILMINGTON ROBOTIC EXOSQUELETON WREX

Este exoesqueleto robótico tiene de 3 GdL, dos para el hombro con flexión – extensión y abducción – aducción, y el último para el codo. La compensación del peso del brazo se realiza mediante bandas elásticas, las mismas que proveen una sensación de suspensión de la extremidad superior [5]. En la Figura 1.30. se puede ver el exoesqueleto WREX, el cual puede ser acoplado a cualquier silla de ruedas o a un espaldar, esto convierte al sistema en un exoesqueleto portátil.

Figura 1.30. Exoesqueleto WREX [5]

1.3.3. ASSIST

Es un dispositivo que se muestra en la Figura 1.31. fue desarrollado para asistir en el movimiento de flexión – extensión de la muñeca, está dirigido especialmente para el uso de ancianos o personas con patologías de debilidad muscular. Se utilizó actuadores neumáticos y un sensor de deformación para predecir la intención del usuario [29]. Las aplicaciones neumáticas, a pesar de que permiten soluciones muy compactas, requieren de un compresor externo, lo que limita su utilización en aplicaciones autónomas.

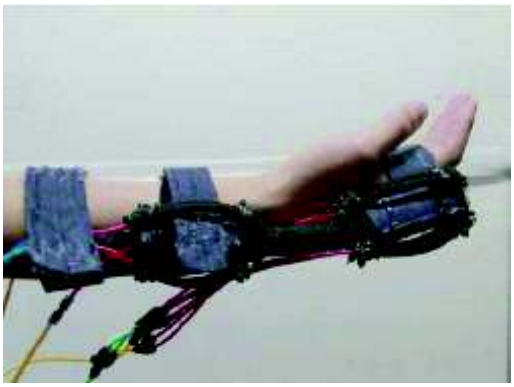


Figura 1.31. Exoesqueleto para mano ASSIST [29].

1.3.4. WRIST GIMBAL REHAB ROBOT

Este dispositivo desarrollado para la recuperación de la muñeca cuenta con 3 grados de libertad y permite los movimientos de pronación – supinación, desviación radial – desviación cubital y flexión – extensión. La Figura 1.32. muestra el robot de rehabilitación para muñeca Gimbal, el cual controla sus movimientos por motores DC y emplea drivers para la inversión de giro. Su estructura presenta principalmente materiales como el aluminio utilizado en la base de la estructura y piezas empresas en 3D para las partes móviles [46].

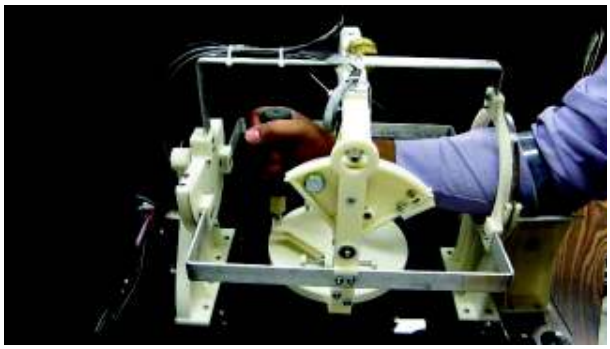


Figura 1.32. Robot de rehabilitación Gimbal [46]

1.3.5. MITMANUS

Es un robot de efector final desarrollado por el Instituto Tecnológico de Massachusetts para personas con problemas de movimiento en la muñeca. Cuenta con dos grados

de libertad y realimentación de fuerza [47]. El robot Mitmanus de la Figura 1.33. permite los movimientos: flexión – extensión y abducción – aducción de la muñeca. Se desarrolla en un entorno visual que ayuda a motivar y a mejorar al paciente en su estado anímico. La evaluación y avance del paciente se realiza mediante el análisis de datos obtenidos por el simulador virtual.

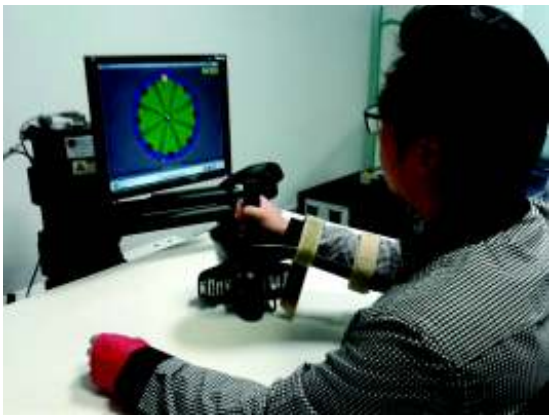


Figura 1.33. Robot Mitmanus [47]

1.3.6. EXOESQUELETO NEURO-EXOS

Es un exoesqueleto de base fija que se adapta al brazo y al antebrazo, cuenta con un grado de libertad para el codo y realiza los movimientos de flexión – extensión [48][48][48][48][48]. El exoesqueleto para rehabilitación Neuro-Exos, mostrado en la Figura 1.34.

Figura 1.34. Exoesqueleto Neuro-Exos [48]

1.4. DIAGRAMA DEL PROTOTIPO PROPUESTO

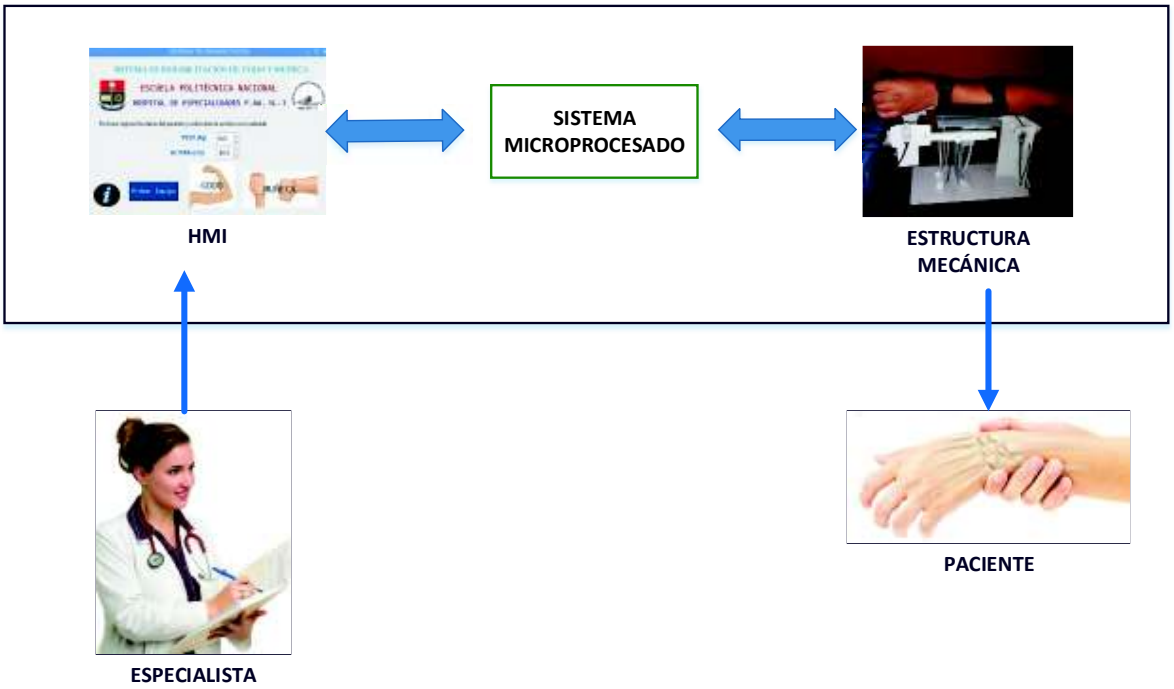


Figura 1.35. Diagrama del prototipo propuesto.

La Figura 1.35. muestra el diagrama general del prototipo planteado, en el que el especialista realiza una evaluación al paciente y basándose en ésta configura la sesión de movimientos en el HMI, mismo que es desarrollado en un Raspberry Pi 3, el cual es una especie de mini computador de bajo rendimiento al cual se le puede conectar varios periféricos, estos valores son enviados al microcontrolador para generar y enviar señales se control a los actuadores de acuerdo a la lectura que se realiza a los sensores resistivos que se encuentran ubicados en la estructura mecánica. El paciente ubica el antebrazo en el soporte del mismo y se inicia a rutina de ejercicios del codo o de la muñeca que se ha configurado. Una vez que la sesión de ejercicios ha finalizado el especialista puede guardar información sobre la sesión de movimientos realizada.

CAPÍTULO 2

IMPLEMENTACIÓN MECÁNICA DEL PROTOTIPO

En este capítulo se presenta el dimensionamiento de cada uno de los motores que se utilizan para realizar los siguientes movimientos: flexión – extensión del codo, pronación – supinación, desviación radial – cubital y flexión - extensión de la muñeca. También se muestra la implementación del sistema mecánico y la construcción de cada una de las piezas que conforman el prototipo, las cuales se obtuvieron a partir de criterios biomédicos. Para el diseño de las piezas se hizo uso de un software computacional denominado SolidWorks, el cual es un programa de diseño asistido por computadora para diseño y modelado mecánico en 3D de solidos paramétricos.

2.1. ANTROPOMETRÍA

La antropometría es un área dedicada a las mediciones corporales humanas y está orientada a la educación, a la salud, a los deportes y al trabajo. Su objetivo es aplicar diversas técnicas antropométricas para la obtención de datos que permitan la adaptabilidad de un exoesqueleto al paciente y determinar las dimensiones del diseño final [7].

En el Ecuador no se cuenta con un estándar de dimensiones antropométricas del miembro superior de la población, por lo que fue necesario como primer paso, obtener estos datos, los cuales servirán como mediciones para la elaboración de la base del dispositivo. Para esto se hace uso de la altura de la persona y en base al método de Drillis y Contini se obtienen las dimensiones de las articulaciones que conforman la extremidad superior.

La Figura 2.1. muestra las longitudes de diferentes segmentos de una persona en base a su altura H utilizando el método experimental de Drillis y Contini [7]. Las longitudes de interés son el antebrazo y la muñeca, debido a que el prototipo debe ser capaz de adaptarse a la persona en rehabilitación.

Para tener un rango de alturas de personas que son aptas para hacer uso del dispositivo a desarrollar, se estableció como altura mínima 1.55m y una altura máxima de 1.75m.

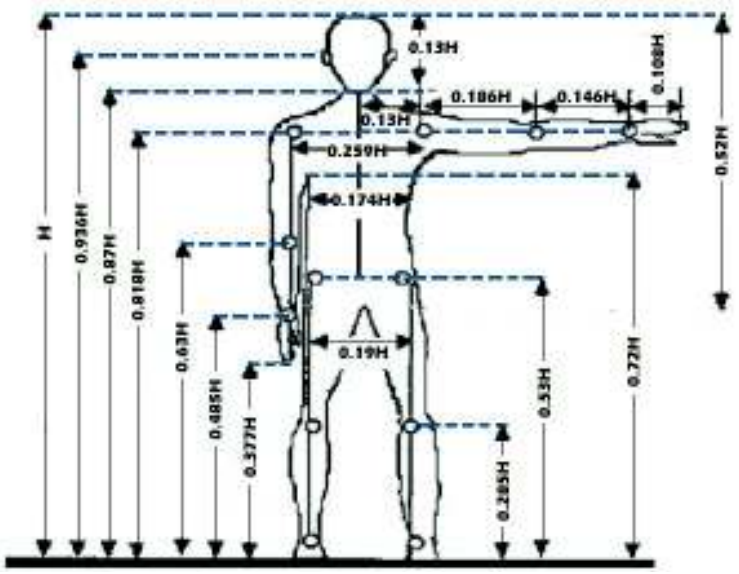


Figura 2.1. Medidas antropométricas en relación a la estatura H de una persona [7].

Los valores de longitudes mínimas y máximas entre articulaciones del miembro superior se muestran en la Tabla 2.1 entre estos valores deben oscilar las dimensiones del antebrazo y mano de una persona para que haga uso del prototipo, para que el dispositivo sea ajustable a tales valores se utiliza barras de desplazamiento manual, mientras que para ajustar el grosor del antebrazo se utilizaron correas ajustables acolchadas.

Tabla 2.1. Longitudes de segmentos de la extremidad superior.

SEGMENTO	% ESTATURA	VALOR MÍNIMO (CM)	VALOR MÁXIMO (CM)
Mano	10.8 %	16.74	18.90
Antrebrazo	14.6 %	22.63	25.55
Brazo	18.6 %	28.83	32.55

2.2. IMPLEMENTACIÓN MECÁNICA

Como se vio en el capítulo anterior, el movimiento del codo y de la muñeca está determinado por su anatomía y fisionomía. En esta sección se propone un modelo mecánico, cuyo objetivo es ofrecer un instrumento que permita realizar una serie de ejercicios en la rehabilitación de personas que necesiten rehabilitación o terapia física luego de haber sufrido algún percance en su extremidad superior. Los movimientos a ser desarrollados se aplican específicamente en la parte inferior del brazo, en el codo y en la muñeca.

El prototipo a ser desarrollado cuenta con dos partes mecánicas, una fija, sobre la cual recae todo el peso del antebrazo; y una móvil con una palanca, la cual permite realizar los movimientos requeridos en la rehabilitación.

La estructura mecánica que constituye el prototipo está formada por un sistema que permite los tres grados de libertad de la muñeca, otra que permite realizar el movimiento asociado al único grado de libertad que tiene el codo, y la última parte que es un segmento que soporta el peso del antebrazo.

Figura 2.2. Posición de agarre de la mano [28]

La parte mecánica que permite mover la muñeca cuenta con una palanca, sobre la cual la mano mantiene su posición de agarre, como se observa en la Figura 2.2. con esta palanca se realizan los movimientos de pronación – supinación, flexión –

extensión y desviación radial – cubital. En el movimiento que realiza el codo la palanca no es empleada, por lo que para que éste último ejercicio tenga lugar no se mantiene la posición antes mencionada

2.2.1. BASE FIJA PARA EL ANTEBRAZO

Esta pieza de la estructura mecánica es una base donde se monta todas las otras piezas del prototipo. La Figura 2.3. muestra el diseño de la parte fija, en la parte inferior de esta se tiene una base de metal de 2mm de espesor, sobre la cual recae todo el peso de la estructura; mientras que en la parte superior presenta una base más pequeña, sobre la cual recae el peso del antebrazo, sobre esta base se colocará una cama móvil acolchada ajustable para sostener el antebrazo, la cual permitirá los movimientos de flexión – extensión del codo.

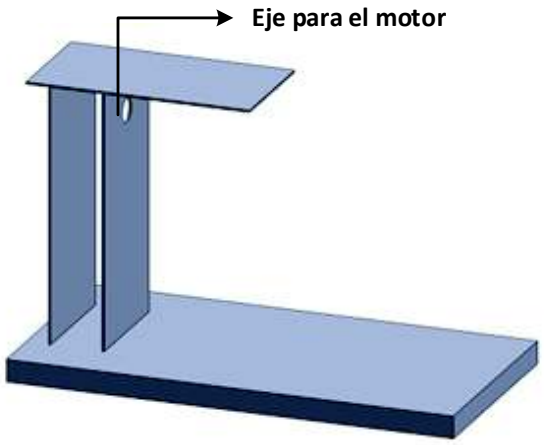


Figura 2.3. Base fija para el antebrazo.

2.2.2. BASE FIJA PARA EL CODO

Las dos bases nombradas anteriormente están unidas por dos piezas metálicas en paralelo, una de las cuales presenta un agujero, el mismo que servirá para acoplar el motor que permite los movimientos de pronación – supinación de la muñeca.

Para apoyar el codo, se diseñó el soporte mostrado en la Figura 2.4. el agujero que se observa es para acoplar el motor y permitir el movimiento de flexión – extensión.

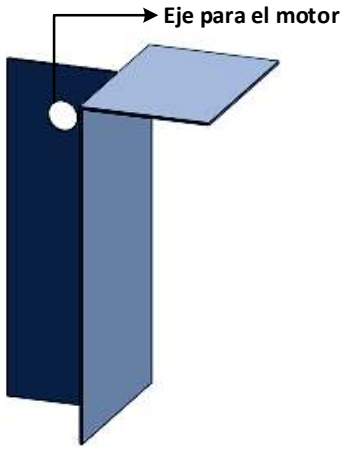


Figura 2.4. Soporte para el codo

La Figura 2.5. muesta el montaje tanto del soporte del antebrazo como el del codo, dando lugar a una base totalmente fija sobre la cual se montaran los actuadores y sensores necesarios para realizar el control.

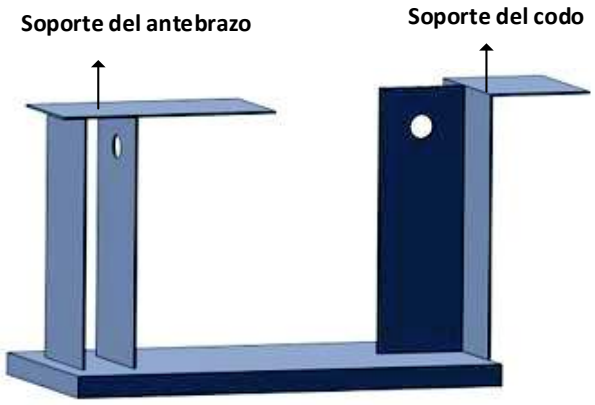


Figura 2.5. Base fija total

Para lograr los cuatro grados de libertad que debe realizar el prototipo, se diseñó un sistema móvil que permita realizar los ejercicios de la muñeca, y otro sistema que permite realizar el movimiento del codo.

2.2.3. SISTEMA MECÁNICO MÓVIL DE LA MUÑECA

La muñeca presenta tres grados libertad, uno de los movimientos que se realizan es el de pronación – supinación, y para lograr el mismo se diseña una pieza en forma de semicírculo que se observa en la Tabla 2.6. esta pieza está unida a las barras en paralelo del soporte del antebrazo y permite girar la muñeca 90° tanto hacia la derecha como a la izquierda.

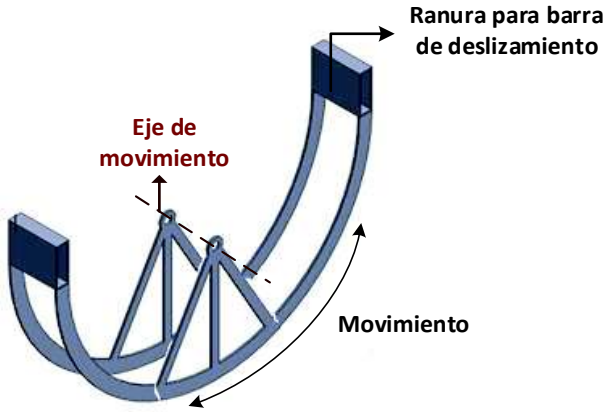


Figura 2.6. Pieza en semicírculo para los movimientos de pronación – supinación

Las tres barras de la parte inferior de esta pieza permiten unir la parte fija con la parte móvil del prototipo y se unen en un punto en común, el cual es acoplado al actuador que permitirá el movimiento antes mencionado. En esta pieza también se encuentran las ranuras por las cuales pasa las barras de desplazamiento manual y que se regulan de acuerdo al tamaño de los segmentos corporales de cada persona.

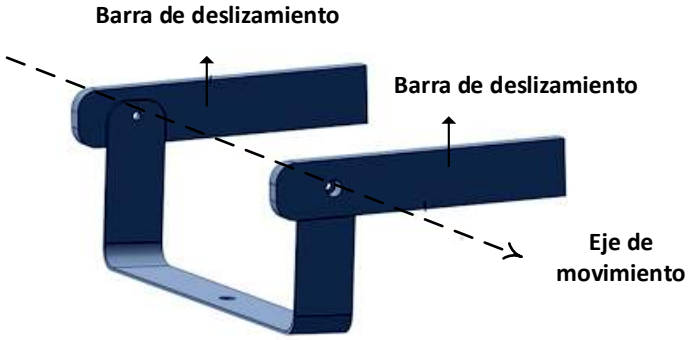


Figura 2.7. Pieza que permiten los movimientos de desviación radial – cubital

Para lograr los movimientos de desviación radial – cubital se unió a las barras de deslizamiento manual una pieza en forma de U, la cual permite el movimiento hacia arriba y hacia abajo. La unión mencionada se observa en la Figura 2.7. la cual muestra también los lugares (agujeros) en los cuales serán acoplados tanto el motor como el potenciómetro lineal. En la parte inferior de la pieza acoplada a las barras de deslizamiento se observa un agujero por el cual se acopla la palanca del dispositivo.

Como se menciona en la sección de diseño mecánico, la palanca permite la posición de agarre de la muñeca. Tal palanca que se muestra en la Tabla 2.8. permite la realización de los movimientos antes mencionados, además faculta también el movimiento de flexión – extensión de la muñeca pues la parte inferior de esta se acopla a un actuador el cual permite que la palanca se desplace hacia la izquierda y la derecha.

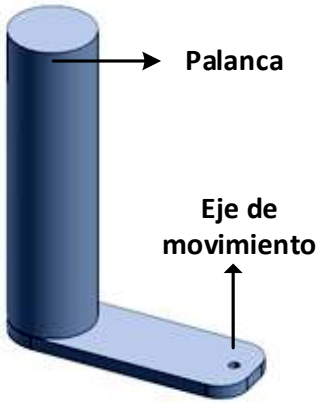


Figura 2.8. Palanca del rehabilitador de muñeca

2.2.4. SISTEMA MECÁNICO MÓVIL DEL CODO

Para realizar el movimiento del codo se tiene que elevar el antebrazo como si este fuera una palanca, teniendo como eje el codo; para esto se pensó en una cama móvil hecha de tubo PBC capaz de soportar el peso máximo del antebrazo mencionado en la sección anterior. Para dar comodidad al usuario la cama móvil se encuentra

acolchada y cuenta con una correa ajustable al antebrazo del paciente. Una palanca une mecánicamente la cama mencionada con el motor.

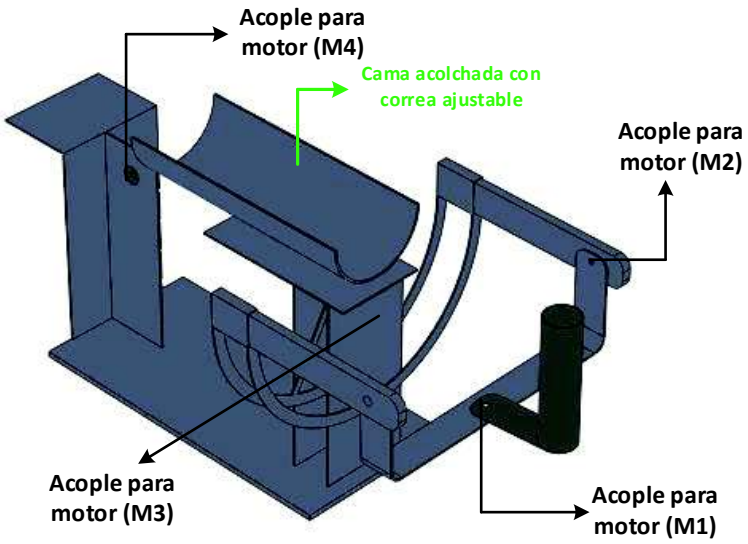


Figura 2.9. Estructura final del prototipo

La Tabla 2.9. muestra el ensamblaje de la estructura final del prototipo que permite los cuatro movimientos requeridos en la rehabilitación, ya sea para el codo o para la muñeca. En esta figura se presenta los lugares en los cuales los motores son acoplados mecánicamente.

2.3. DIMENSIONAMIENTO DE LOS ACTUADORES

Se hace uso de cuatro actuadores, cada uno de los cuales trabajará en 1GdL. Estos actuadores son de corriente continua y con caja reductora debido al alto torque que se necesita y a la baja velocidad a la cual van a realizar los movimientos, por lo tanto en base a la Figura 2.10. se define de la siguiente manera a los actuadores:

- M1 al motor que realiza los movimientos de flexión – extensión de la muñeca
- M2 al motor que permite los movimientos de desviación radial – cubital
- M3 al actuador que proporciona los movimientos de pronación – supinación
- M4 al motor que permite ejecutar los movimientos del codo.

Para seleccionar los motores a emplearse se considera el valor de torque máximo que estos deben soportar, para ello se hace uso de la expresión (2.1) la cual expresa el torque en función de la fuerza y la distancia [52]:

$$\tau = F\ x\ d \tag{2.1}$$

Donde τ = torque

- F= fuerza
- d = distancia

La fuerza viene dada de la suma de varios pesos, los cuales son:

- El peso de la estructura o parte de la estructura
- Peso del segmento corporal del cuerpo a ser movido
- Peso del actuador

2.3.1. MASA DE SEGMENTOS CORPORALES DEL CUERPO HUMANO

Tabla 2.2. Porcentajes de masa de segmentos corporales en base a la masa total del cuerpo M [10].

SEGMENTO	% MASA	% MASA MÁXIMO (M=70KG)
Cabeza y cuello	7.3%M	5.11 Kg
Tronco	50.7%M	35.49 Kg
Brazo	2.6%M	1.82 Kg
Antebrazo	1.6%M	1.12 Kg
Mano	0.7%M	0.49 Kg
Muslo	10.3%M	7.21 Kg
Pantorrilla	4.3%M	3.01 Kg
Pie	1.5%M	1.05 Kg

Para calcular el peso de los segmentos de la extremidad superior se hace uso de un modelo desarrollado por Dempster y Clauser [10], el cual consiste en expresar la masa de cada segmento corporal en función de la masa total del individuo. Se hará énfasis en los segmentos del codo, el antebrazo y la mano, debido a que son utilizados para el dimensionamiento de los motores que permiten realizar los movimientos requeridos.

La Tabla 2.2. muestra el porcentaje de masa que corresponde a diferentes segmentos del cuerpo humano, donde M representa la masa total. Se establece un valor máximo de masa corporal del cuerpo humano de M=70Kg.

2.3.2. MASA DE LAS PIEZAS MECÁNICAS

La masa de las piezas de la estructura también es necesaria para el dimensionamiento de los actuadores. Son cinco los segmentos empleados para ponderar el torque de los diferentes motores, estos segmentos se muestran en colores diferentes en la Figura 2.10. la palanca (color gris oscuro) a la cual se denomina P1 permite la posición de agarre de la mano y los movimientos de flexión – extensión de la muñeca; a continuación se encuentra una pieza de color verde, a la cual se denomina P2 y permite los movimientos de desviación radial –cubital. Las barras deslizantes (P3) se encuentran en rojo y en color azul el segmento P4 que permite los movimientos de pronación – supinación. Para el codo se necesita la masa de la cama móvil que se presenta en color amarillo y la denominaremos P5.

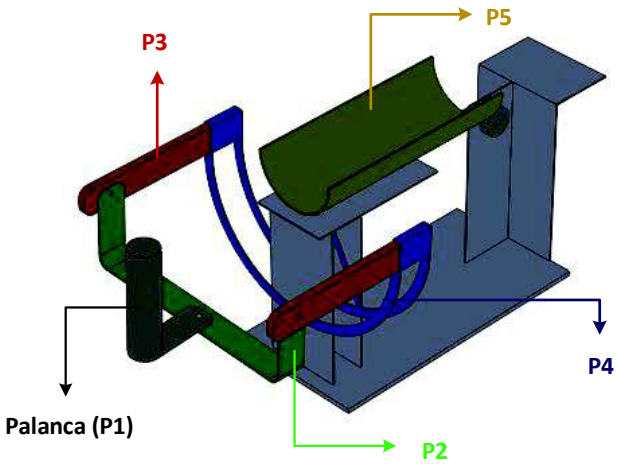


Figura 2.10. Segmentos empleados en el dimensionamiento de actuadores.

Los valores de masa de cada uno de los segmentos mencionados se muestran en la Tabla 2.3. los cuales se obtuvieron del programa computacional SOLIDWORKS. Al ser dos las barras deslizantes se muestra el valor total de estas.

Tabla 2.3. Masa de las piezas móviles del prototipo

PIEZA	MASA
P1	0.11 Kg
P2	0.10 Kg
P3	0.08 Kg
P4	0.15 Kg
P5	0.084 Kg

La Figura 2.11. muestra las distancias necesarias para el cálculo del torque de los motores. La distancia d1 está entre el acople del motor M1 y la palanca. La distancia d2 se encuentra entre el acople del motor M2 y el tope de la pieza que permite los movimientos radial – cubital. La distancia d3 es el radio de la semicircunferencia de la pieza que permite los movimientos de pronación y supinación. La distancia d4 inicia en el acople del motor del codo y llega hasta el final de la cama móvil.

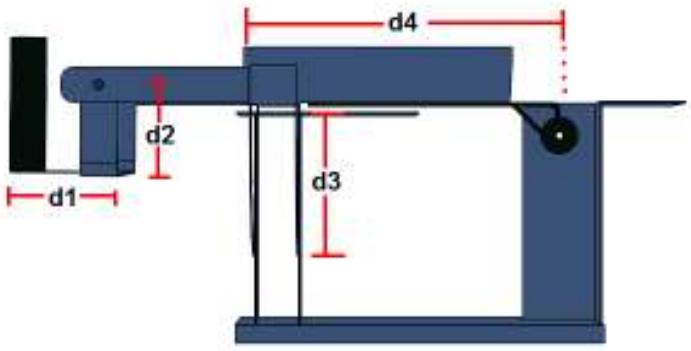


Figura 2.11. Distancias de la estructura mecánica

Las distancias se encuentran en la Tabla 2.4. con las cuales es posible calcular cada uno de torques necesarios para cada movimiento y seleccionar el motor que mejor se adapte a las condiciones requeridas.

Tabla 2.4. Distancias de las diferentes piezas que permiten los movimientos

d1	5 cm
d2	6 cm
d3	9 cm
d4	30 cm

2.3.3. DIMENSIONAMIENTO DE LOS MOTORES PARA REHABILITACIÓN DE LA MUÑECA

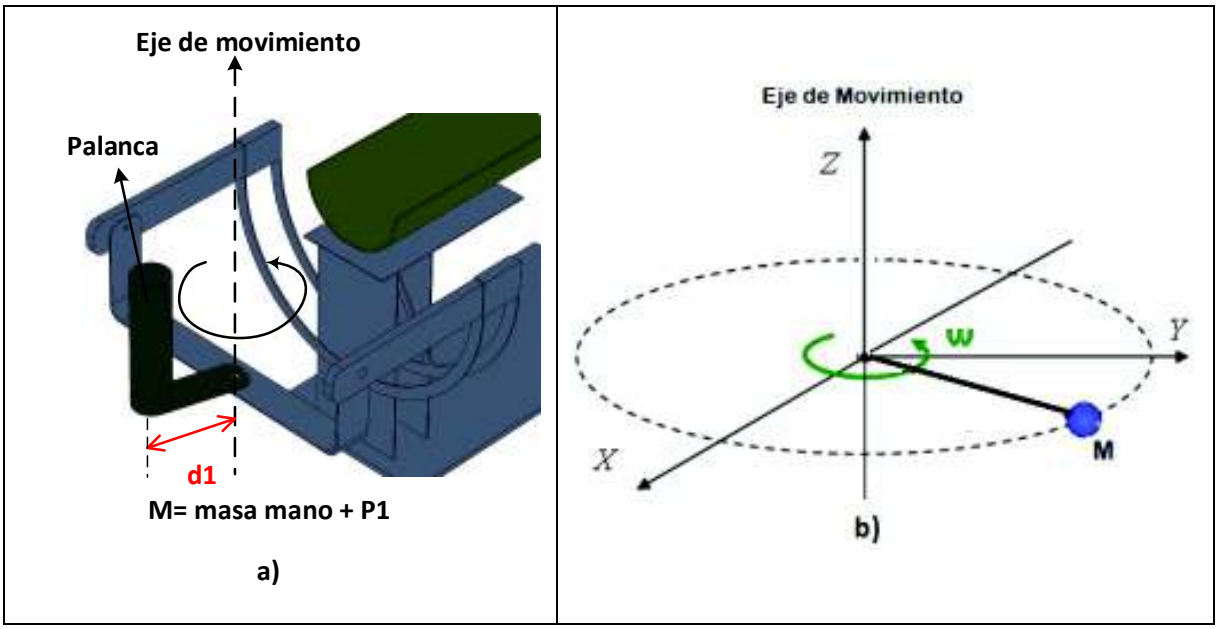


Figura 2.12. a) Movimiento de palanca. b) Análisis de movimiento para M1 [53]

El primer motor a ser dimensionado es el que realiza los movimientos de flexión - extensión de la muñeca, es decir el motor M1. La Figura 2.12. a) indica el movimiento que realiza la palanca; mientras que la Figura 2.12. b) muestra el análisis del movimiento que desarrolla la misma. El movimiento que se desarrolla es horizontal y circular con el eje de rotación perpendicular a la dirección de la gravedad, por lo cual se hace alusión a la ecuación (2.2), la cual representa el torque en función de la inercia y de la aceleración angular [52].

$$\tau = I * \alpha \tag{2.2}$$

Donde:

- τ = torque
- I = inercia
- α = aceleración angular

Para el torque del motor M1 no se considera la gravedad, pero sí se considera la inercia que produce la palanca y la mano. La inercia del sistema mencionado viene dada por la ecuación (2.3).

$$I = M * r^2 \tag{2.3}$$

Donde:

- I = inercia
- M = masa
- r = radio [52]

El valor de la masa M es la masa total de la palanca y de la mano, mientras que la distancia d1 es el valor del radio r.

Entonces:

$$I = (0.49\ Kg + 0.11\ Kg) * (0.05\ m)^2 = 0.0015\ Kg.m^2$$

Para obtener el valor de la aceleración angular se analiza el movimiento de la palanca como un movimiento circular uniformemente variado [52], para esto se utiliza la expresión (2.4) Se conoce que el sistema parte del reposo y que se desplaza 60° (1.047 rad) en un tiempo de 1.7 segundos.

$$\Delta\theta = \omega_0.t + \frac{1}{2}\alpha.t^2 \tag{2.4}$$

Donde:

- $\Delta\theta = desplazamiento\ angular$

- $\alpha = aceleración\ angular$
- $\omega_o = velocidad\ inicial$
- $t = tiempo$ [52]

Entonces:

$$\alpha = \frac{2 * 1.47\ rad}{(1.7\ s)^2} = 1.017\ rad/s^2$$

Con los valores de inercia y de aceleración angular se puede encontrar el torque necesario para realizar los movimientos de flexión – extensión de la muñeca según la expresión (2.2) Así:

$$\tau = 0.0015 * 1.017 = 0.0015\ N.m$$

El valor de torque es bastante pequeño por lo que el actuador seleccionado es un servomotor que tiene un torque mayor al calculado, la Tabla 2.5. muestra las características más relevantes del motor M1 que realiza el primer grado de liberad de la muñeca, mientras que la Figura 2.13. muestra el motor seleccionado, mismo que es colocado en la palanca del prototipo.

Tabla 2.5. Características del servomotor para los movimientos de flexión – extensión de la muñeca [54]

Marca	Tower Pro
Voltaje	5 V
Torque nominal	0.83 N.m
Peso	55 g
Velocidad	0.16 s/60°

El servomotor seleccionado cumple con las características necesarias para realizar los movimientos de flexión – extensión de la muñeca y presenta un montaje sencillo en la estructura mecánica, además este tipo de motores no requieren de sensores adicionales que pueden requerir de un acoplamiento mecánico complicado para realizar un control de posición angular.

Figura 2.13. Servomotor (M1) para los movimientos de pronación – supinación [54].

Para el segundo motor (M2) se analiza el movimiento en la Figura 2.14. la cual representa el movimiento de desviación radial – cubital de la muñeca y el cual se describe de arriba hacia abajo en el eje de la gravedad. En un análisis de cuerpo libre la fuerza (F2) viene dada por la expresión (2.5).

$$F = g * m \tag{2.5}$$

Donde:

- $F = Fuerza$
- $g = gravedad$
- $m = masa$ [52]

El valor de la gravedad es de 9.81 m/s^2 y la masa m es la suma de la masa de la mano, de la pieza P1, P2 y finalmente la del motor M1 pues son las piezas que va a tener que soportar el motor M2 al realizar los ejercicios.

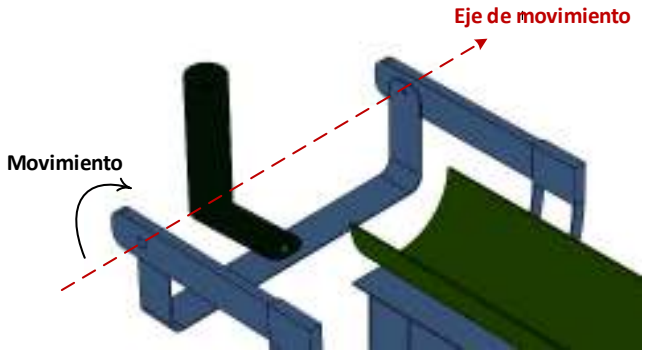


Figura 2.14. Descripción de los movimientos de desviación radial – cubital de la muñeca

.

Por lo tanto:

$$F2 = 9.81\frac{m}{s^2} * (0.49\ Kg + 0.11Kg + 0.10Kg + 0.055Kg) = \ 7.40N$$

Con el valor de la fuerza anterior ya se puede encontrar el torque, empleando la ecuación (2.1), así:

$$\tau 2 = F2 * \ d2 = 7.40\ N * 0.06\ m = 0.44\ Nm$$

Figura 2.15. Motor M2 para los movimientos de desviación radial – cubital de la muñeca [55]

El torque necesario para M2, es mucho mayor del que tiene M1, por lo que se utiliza el motor DC con caja reductora que se muestra en la Figura 2.15 y cuyas características principales se muestran en la Tabla 2.6.

Tabla 2.6. Características del motor DC para los movimientos de desviación radial – cubital de la muñeca [55]

Marca	Crouzet
Voltaje	24 V
Potencia Nominal	3.9 W
Torque nominal	0.5 Nm
Peso	160 g
Velocidad	108 RPM

Para el motor M3 que realiza el último grado de libertad de la muñeca, se analiza el movimiento mostrado en la Figura 2.16. el cual indica que es un movimiento que recorre una semicircunferencia y que tiene sus valores de torque máximos en 0° y 180° pues la distancia y la fuerza del peso se encuentran perpendicularmente. Se encuentra la fuerza según la expresión (2.5) en la que la masa viene dada por la mano, la pieza P1, P2, P3, P4 y los motores M1 y M2.

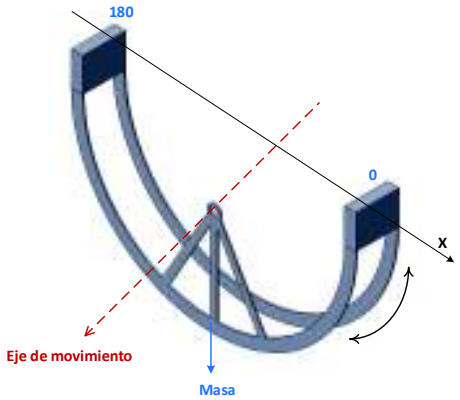


Figura 2.16. Movimiento que realiza el motor M4

Entonces:

$$F3 = 9.81\frac{m}{s^2} * (0.49\ Kg + 0.11Kg + 0.10Kg + 0.08Kg + 0.15Kg + 0.055Kg) = 9.66N$$

Con la fuerza total F3, ya se puede calcular el torque necesario para el motor M3 aplicando la expresión (2.1).

$$\tau 3 = F3 * \ d3 = 9.66\ N * 0.09\ m = 0.86\ Nm$$

El motor seleccionado es un motor DC cuyas características principales se muestran en la Tabla 2.7. en la cual se observa que se tiene un torque mucho mayor al calculado y que trabaja con una velocidad baja. La Figura 2.17. muestra el motor M3 seleccionado.

Figura 2.17. Motor DC (M3) para los movimientos de pronación – supinación [55]

Tabla 2.7. Características del motor DC para el movimiento de pronación – supinación [55]

Marca	Crouzet
Voltaje	12 ó 24 V
Potencia Nominal	3.9 W
Torque nominal	2 Nm
Peso	240 g
Velocidad	108 RPM

2.3.4. DIMENSIONAMIENTO DEL MOTOR PARA REHABILITACIÓN DEL CODO

Para dimensionar el motor que moverá la articulación del codo se considera la masa de la mano, del antebrazo y de la cama móvil (P5), las otras piezas móviles como son la palanca P1, P2, P3 y P4 no son empleadas en este movimiento, pues los ejercicios de la mano y del codo son independientes. Por lo tanto según (2.5):

$$F4 = 9.81\frac{m}{s^2} * (0.49\ Kg + 1.12Kg + 0.084Kg) = \ 16.61N$$

El torque que se necesita para realizar el movimiento del codo empleando la expresión (2.1) es:

$$\tau 4 = F4 * d4 = 16.61\ N * 0.3\ m = 4.98\ Nm$$

Figura 2.18. Motor DC para los movimientos del codo [56]

El motor seleccionado que se emplea para realizar los movimientos del codo presenta un torque de 7.23 Nm, es un motor DC que se alimenta con 12V. La Figura 2.18. muestra el motor mencionado y sus características más relevantes se encuentran en la Tabla 2.8.

Tabla 2.8. Características del motor a pasos para los movimientos del codo [56]

Marca	Kysan
Voltaje	12 V
Corriente Nominal	1.47 A
Torque nominal	7.84 Nm
Peso	0.45 kg
Velocidad	31 RPM

En la Tabla 2.9. se indica el torque que necesita cada motor para realizar sus respectivos ejercicios terapéuticos, ,muestra también el torque que tiene el motor seleccionado y el tipo de motor utilizado. Se seleccionó los motores que se muestran en la tabla debido a que cumplen con las características para realizar un control de velocidad y son capaces de realizar los movimientos con el peso y la altura máxima indicada para el paciente.

Tabla 2.9. Valores de torque de los motores dimensionados y seleccionados.

Motor	Torque dimensionado	Torque del motor	Tipo de motor
M1	0.0015 Nm	0.83 Nm	Servomotor
M2	0.44 Nm	0.5 Nm	DC
M3	0.86 Nm	2 Nm	DC
M4	4.98 Nm	7.84 Nm	DC

CAPÍTULO 3

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL ALGORITMO DE CONTROL

En este capítulo se describe el diseño y la implementación del algoritmo de control de velocidad y posición angular de los cuatro grados de libertad que presenta el rehabilitador. Un sistema microcontrolador recibe los datos enviados desde un HMI, y se describe cada una de las rutinas que se ejecutan para cumplir con los requerimientos del usuario, estos datos corresponden a la configuración de los movimientos. Una vez que se ha procesado tal información se lleva a cabo la sesión de ejercicios programada.

3.1. DISEÑO ELECTRÓNICO

La Figura 3.1. muestra el diagrama de diseño electrónico del rehabilitador de codo y muñeca a ser desarrollado. Presenta un HMI en el cual se puede ingresar y configurar los parámetros para la realización de ejercicios terapéuticos, además que se puede guardar información de la sesión de terapia realizada si así desea el especialista. El envío de los datos ingresados se realiza mediante comunicación serial con un microcontrolador, el mismo que recibe información de la lectura de los diferentes sensores (potenciómetros lineales) dispuestos en la estructura mecánica y efectúa el control de posición y velocidad de los diferentes actuadores.

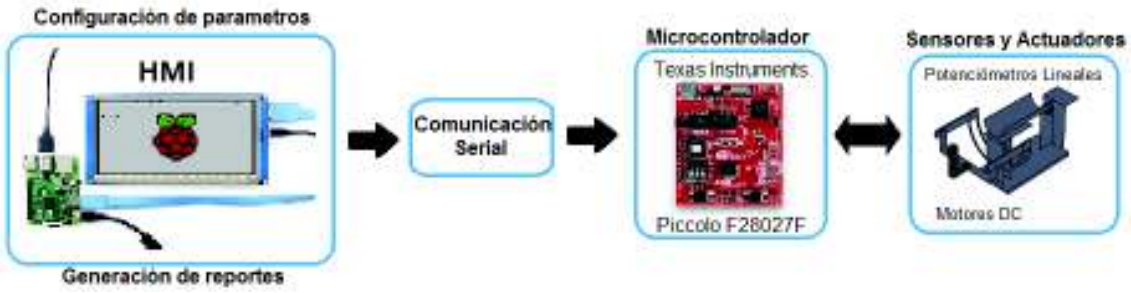


Figura 3.1. Diagrama de diseño electrónico del rehabilitador de codo y muñeca

3.2. PLATAFORMA DE PROGRAMACIÓN PARA INTERFAZ GRÁFICA

Para la implementación del HMI se utiliza un Raspberry Pi 3 Model B, que es una especie de computador que permite la instalación de varios sistemas operativos de software libre, presenta varias características que permiten ejecutar acciones tales como: comunicación serial, la cual faculta la comunicación con el microcontrolador seleccionado, permite la conexión de periféricos como pantallas, mouse, teclado, etc. y presenta pines GPIO a los cuales pueden conectarse sensores. Para la visualización del HMI desarrollado en la Raspberry Pi se utiliza una pantalla táctil con el objetivo de reducir periféricos que son conectados a la Raspberry Pi.

3.3. SISTEMA MICROPROCESADO

Para realizar el control angular y de velocidad de los diferentes movimientos que realiza el rehabilitador se hace uso de una plataforma de programación de Texas Instruments, específicamente el C2000 Piccolo LaunchPad LAUNCHXL-28027F, que tiene el sistema microcontrolador TMS320F28027FPTT, el cual también lee los datos de los sensores que están dispuestos en la estructura mecánica.

3.3.1. C2000 PICCOLO LAUNCHPAD LAUNCHXL – F28027F

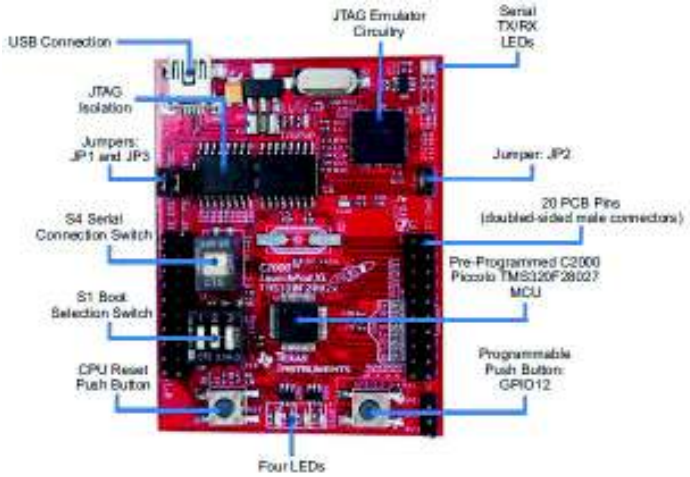


Figura 3.2. Microcontrolador Piccolo LAUNCHXL – F28027F [51].

El C2000 Piccolo, ofrece una plataforma de desarrollo capaz de mostrar los datos en tiempo real, permite desarrollar controles en lazo cerrado para varias aplicaciones electrónicas como control de motores, inversores solares, iluminación LED digital, fuentes de alimentación digitales y más. Ofrece una herramienta de emulación JTAG on-board que permite una interfaz directa con el computador para programar, depurar y evaluar los datos de un determinado proceso. La interfaz se realiza mediante USB y proporciona una comunicación serial UART desde el microcontrolador a la PC.

Las principales características del Piccolo LAUNCHXL – F28027F se muestran en la Figura 3.2. la cual incluye [51].

Interfaz de programación y depuración con conexión USB/UART
Dos pulsantes para realimentación y reset del dispositivo
22 pines GPIO programables y multiplexadas con filtro de entrada
CPU de 32-Bit de alta eficiencia
Frecuencia 60MHz
64 kB en memoria Flash
12 kB en memoria RAM
8 canales para conversión análogo-digital (ADC)
Tres Timers de 32Bit
Un timer de 16-Bit con ePWM
Módulo de comunicación SCI
Módulo de comunicación UART
Módulo de comunicación SPI
Módulo de comunicación I2C
Alimentación única de 3.3V
Arquitectura Ha

Interfaz de programación y depuración con conexión USB/UART
Dos pulsantes para realimentación y reset del dispositivo
22 pines GPIO programables y multiplexadas con filtro de entrada
CPU de 32-Bit de alta eficiencia
Frecuencia 60MHz
64 kB en memoria Flash
12 kB en memoria RAM
8 canales para conversión análogo-digital (ADC)
Tres Timers de 32Bit y Un timer de 16-Bit
Módulo de comunicación SCI
Módulo de comunicación UART
Módulo de comunicación SPI
Módulo de comunicación I2C

- rvard

En cuanto al software para la plataforma LAUNCHXL – F28027F, es necesario instalar el IDE que soporta los microcontroladores de Texas Instruments, el cual se denomina Code Composer, y es una herramienta que optimiza los compiladores de C/ C++, el ambiente de desarrollo del proyecto, el depurador y muchas otras características. Para agregar ejemplos, librerías y drivers útiles y necesarias para la familia de controladores C2000, se instala el software computacional controlSUITE. Los dos programas mencionados, están disponibles de forma gratuita en la página online de Texas Instruments y pueden ser descargados con gran facilidad.

3.3.2. SISTEMA DE COMUNICACIÓN

Para establecer la transferencia de datos entre el Raspberry Pi 3 y el microcontrolador de TI Piccolo F28027F, se utiliza los módulos de comunicación que cada uno de estos presenta. En la plataforma de comunicación del TI se utiliza el módulo serial UART, ubicado en los pines GPIO19 (Recepción: SCIRXDA) y GPIO12 (Transmisión: SCITXDA), a una velocidad de 9600 baud, 1 bit de parada, sin paridad y 8 bits de comunicación. La comunicación es directa, se conecta el transmisor del Raspberry Pi 3 al receptor del Piccolo y viceversa, con esto, no es necesario ningún tipo de cable especial, adaptador adicional o convertidor de niveles que permita comunicar estas tarjetas programables, pues se realiza una comunicación serial con una conexión que se muestra en la Figura 1.33.

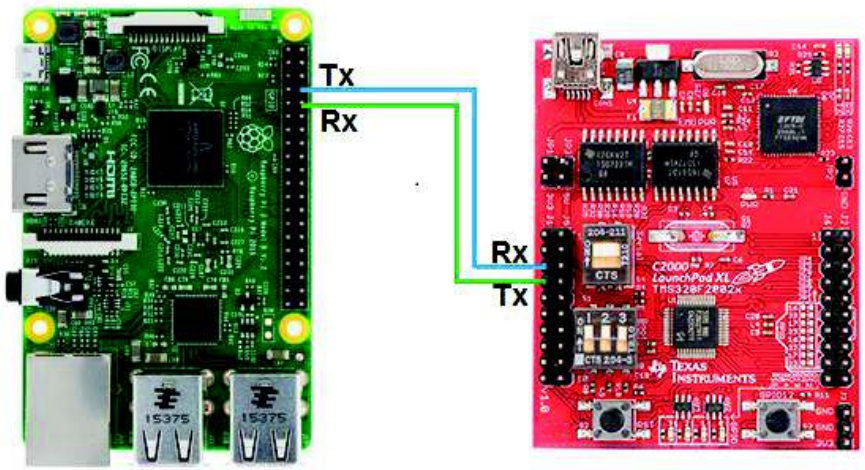


Figura 3.3. Conexión serial entre Raspberry Pi 3 y TI Piccolo LAUNCHXL-F28027F

3.3.3. DISTRIBUCIÓN DE PINES DE LA PLATAFORMA DE TI PICCOLO LAUNCHXL – F28027F

La Tabla 3.1. muestra los pines utilizados y la función que estos desempeñan. Como entrada se tiene los potenciómetros lineales que leen el valor de los ángulos desplazados en cada movimiento. Las señales de control para los motores se obtienen a partir de EPWM generadas a una frecuencia de máximo 1 kHz. En cuanto a la comunicación serial se utilizan los pines Tx y Rx del UART como salida y entrada respectivamente.

Tabla 3.1. Distribución de pines de Piccolo F28027F.

Pin	Función	Leer	Escribir
ADCINA4	Lectura del ángulo de flexión del codo	x	
ADCINA2	Lectura del ángulo de pronación o supinación de la muñeca	x	
ADCINA6	Lectura del ángulo de desviación radial o cubital de la muñeca	x	
EPWM1A	Señal de control para el motor de pronación de la muñeca		x
EPWM1B	Señal de control para el motor de supinación de la muñeca		x
EPWM2A	Señal de control para el motor de radial de la muñeca		x
EPWM2B	Señal de control para el motor de cubital de la muñeca		x
EPWM3A	Señal de control para el motor de flexión – extensión de la muñeca		x
EPWM4A	Señal de control para el motor de flexión – extensión del codo		x
GPIO17	ENABLE1 para movimiento del motor del codo en sentido horario		x
GPIO34	ENABLE2 para movimiento del motor del codo en sentido antihorario		x
GPIO19	Receptor SCIRXDA	x	
GPIO12	Transmisor SCITXDA		x

3.3.4. CONFIGURACIONES GENERALES DEL MICROCONTROLADOR DE TI PICCOLO LAUNCHXL F28027F

La recepción de datos se configura por interrupción en el buffer de entrada, a una velocidad de transmisión de 9600 baud, configurado con un oscilador interno de 60 MHz, sin paridad, un bit de parada y 8 bits de datos. La comunicación se hace con el Raspberry Pi 3 que se encuentra configurado a la misma velocidad.

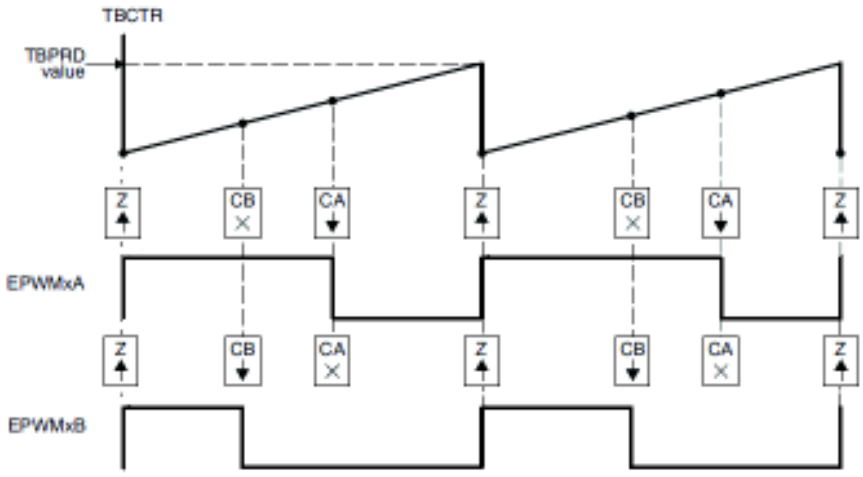


Figura 3.4. Modulación de EPWM [51].

Para generar las EPWM se necesita de una frecuencia de trabajo, con lo cual se puede calcular los parámetros de configuración de las señales de control. La Figura 3.4. muestra el registro $TBPRD$, que indica el tiempo base del periodo de la PWM [51], mismo que puede ser calculado según la expresión (3.1). De la cual se puede decir que el periodo de la PWM es de 1000 Hz, y se trabaja sin preescalador con el oscilador interno de 60 MHz.

$$PWM_{period} = (TBPRD + 1) * T_{TBCLK} \tag{3.1}$$

Entonces se tiene que:

$$TBRPD = \frac{PWM_{period}}{T_{TBCLK}} - 1 = 0.001\ ms * 60MHz - 1 = 59999$$

Una vez que se ha encontrado el valor del TBPRD, se puede generar dos EPWM con los comparadores A y B, estos comparadores serían la velocidad (normal o alta) de los movimientos. Para una velocidad normal se trabaja a 8RPM, mientras que a velocidad alta se trabaja a 12RPM.

Para controlar el motor M1 (flexión – extensión de la muñeca), se requiere de una sola EPWM debido a que es un servomotor y controlando el ancho de pulso de la EPWM se controla la posición del mismo. Para el motor M2 (desviación radial - cubital de la muñeca) se utiliza un motor DC con caja reductora, se necesita de dos EPMW para su control, dado que necesita inversión de giro, lo mismo para el motor M3 (pronación – supinación de la muñeca) y M4 (motor del codo). En la lectura de los potenciómetros lineales, se configura tres pines del microcontrolador para la lectura de los ADC, los cuales se producen por interrupción. Los potenciómetros describen el ángulo recorrido de cada movimiento según una ecuación lineal.

3.4. SISTEMA SENSORIAL

Los sensores utilizados para medir el ángulo de los movimientos a ser realizados son los potenciómetros lineales. Se utiliza estos sensores debido a que son robustos, económicos, pueden ser acondicionados de forma sencilla y al ser conectados a un ADC del microcontrolador se obtiene un valor proporcional al ángulo recorrido, facilitando el control del mismo, puesto que se puede calcular una ecuación lineal en función del valor del ADC y del trayecto del ángulo.

3.4.1. POTENCIÓMETROS LINEALES BOURNS PDB18

El potenciómetro rotativo lineal Bourns PBD18 tiene una vuelta y una resistencia máxima de 100KΩ [57], con lo que se reduce el valor de corriente que ingresa al ADC del microcontrolador. Se utiliza estos potenciómetros conectados al Piccolo F28027F a los pines ADCINA4, ADCINA2 Y ADCIN6 para medir el ángulo de los movimientos de flexión – extensión del codo, pronación – supinación y desviación radial cubital de la muñeca respectivamente.

La expresión (3.2) describe el valor de la corriente en función del voltaje (V) y la resistencia (R) [48]. Para conocer el valor de la corriente que ingresa al

microcontrolador se sabe que se trabaja con un voltaje de 3.3V, con un potenciómetro que presenta una resistencia máxima de 100kΩ y la corriente no debe sobrepasar los 20mA.

$$I = \frac{V}{R} \tag{3.2}$$

Entonces:

$$I = \frac{3.3V}{100\ k\Omega} = 0.033\ mA$$

Por lo tanto, al emplear una resistencia de 100kΩ se tiene una corriente bastante baja, con lo que se asegura que el microcontrolador no sufrirá daños pues es un valor que se encuentra dentro del rango permitido.

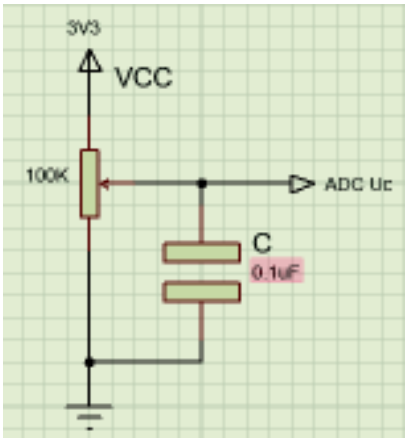


Figura 3.5. Acondicionamiento de potenciómetro lineal

Para acondicionar, filtrar y obtener un voltaje más estable en el potenciómetro, se utiliza un capacitor electrolítico de 0.1µF, que es recomendación del fabricante, el acondicionamiento mencionado se muestra en la Figura 3.5.

Los potenciómetros se encuentran acoplados de forma paralela a los ejes de los motores, como se observa en la Figura 3.6. con esto, si el motor se mueve, se mueve también estos sensores aportando así el ángulo de desplazamiento del movimiento.

Figura 3.6. Potenciómetro lineal acoplado paralelamente al motor.

Por otro lado, se instala un final de carrera en la cama acolchada (soporte del antebrazo) para asegurar que la rutina de ejercicios se realiza únicamente cuando el paciente ha colocado el antebrazo en el sistema mecánico. La Figura 3.7. muestra el acondicionamiento del final de carrera con el contacto normalmente abierto. Se utiliza el GPIO16 del Piccolo F28027F para conectar el sensor mencionado.

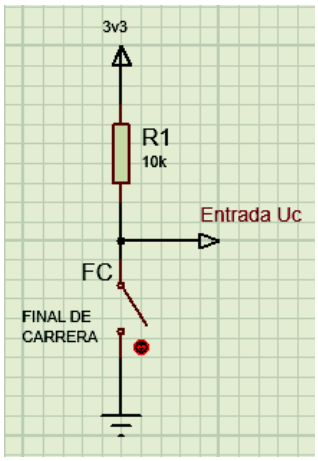


Figura 3.7. Acondicionamiento de final de carrera

3.5. SISTEMA DE POTENCIA PARA MOTORES

Para realizar el control de los tres motores DC, se utilizan tres integrados. Uno de ellos es el 4n25, un opto acoplador que permite separar la parte electrónica, donde se encuentra el microcontrolador con los sensores, de la parte de potencia, donde se encuentran los actuadores que manejan niveles más altos de corriente, de manera que

funciona también como protección, pues si llegase a existir alguna falla en los actuadores, no afectaría a la parte electrónica, dado que las dos partes se encuentran aisladas.

Otro de los integrados utilizados es el L293NE, un puente H cuádruple empleado para la inversión de giro de motores DC, permite manejar corrientes en dos direcciones de hasta 1A con voltajes que oscilan entre los 5V a 36V, debido a los motores seleccionados se emplea una fuente de 24V. En cuanto al motor del codo, que es un motor DC se emplea también un puente H, el L298N, con la diferencia que permite manejar mayores corrientes.

Se eligió estos integrados debido a que la corriente que maneja cualquiera de los motores DC que permiten los movimientos de la muñeca es de 0.13A y el driver seleccionado ofrece corrientes de hasta 1A. Para el motor del codo, que requiere 1.47A se tiene un driver que maneja corrientes de hasta 3A.

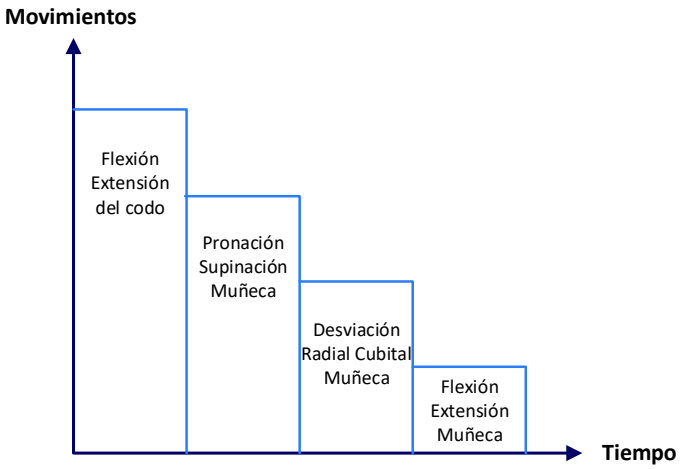


Figura 3.8. Secuencia de encendido de los actuadores

Los motores van a estar funcionando de acuerdo a la Figura 3.8. donde se muestra que van a encenderse en diferentes intervalos de tiempo, una vez que se ha terminado un ejercicio se continua con el otro, pero no se activan dos motores al mismo tiempo. Los motores se mueven a una frecuencia de entre 500 Hz y 1KHz, y el optoacoplador

funciona hasta con frecuencias de 10KHz, por lo que es un integrado apto para los procesos que se van a realizar.

3.5.1. SISTEMA DE POTENCIA DE UN SERVOMOTOR

La Figura 3.9. muestra la conexión entre un optoacoplador y el servomotor empleado para los movimientos de flexión – extensión de la muñeca. Al no requerir este actuador de inversión de giro no se necesita de otros drivers para realizar sus movimientos, debido a que la inversión de giro se realiza mediante el control del ancho de pulso de la señal de control generada. Para evitar daños al microcontrolador y por seguridad se separan las tierras de potencia y de control.

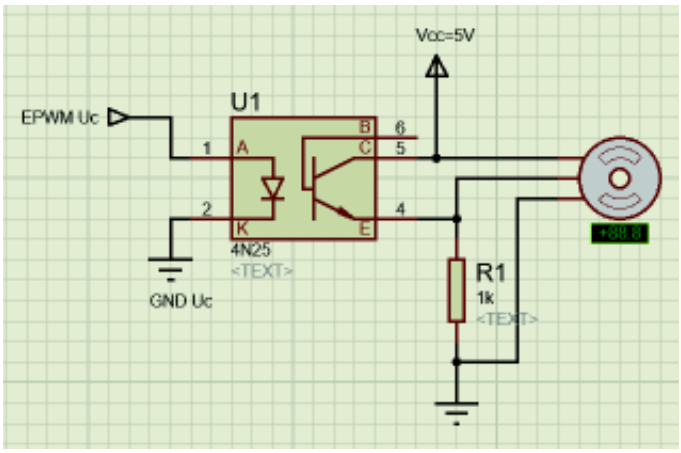


Figura 3.9. Esquema de conexión de un servomotor y un 4N25

3.5.2. SISTEMA DE POTENCIA DE MOTORES DC

La **Figura 3.10.** muestra el esquema de conexión de un optoacoplador 4n25 y el driver L293NE para un motor DC. El opto acoplador tiene dos tierras, una del microcontrolador y la otra para el sistema de potencia. Por el ánodo del fotoacoplador ingresa la señal de control del sistema microcontrolador, mediante un haz de luz óptica se transmite la señal hacia la base del transistor, el cual se satura con 5V y 10mA, la señal pasa por el colector y se dirige hacia el driver L293NE, este último integrado necesita de 2 PWM para la realizar la inversión de giro de los motores DC. Este

integrado cuádruple necesita dos fuentes de alimentación, una de 5V para alimentación interna, y una fuente de 24V para mover los actuadores. Los drivers son activados en pares mediante los pines EN1 (activa el driver 1 y 2) y EN2 (activa el driver 3 y 4). Se utilizan cuatro diodos para realizar la inversión de giro del motor, los cuales van conectados a 24V, que es la alimentación de los drivers. Cada driver L293NE permite una conexión de dos motores DC, por lo que se utiliza 1 driver para los dos motores DC que realizan dos de los movimientos de la muñeca

.

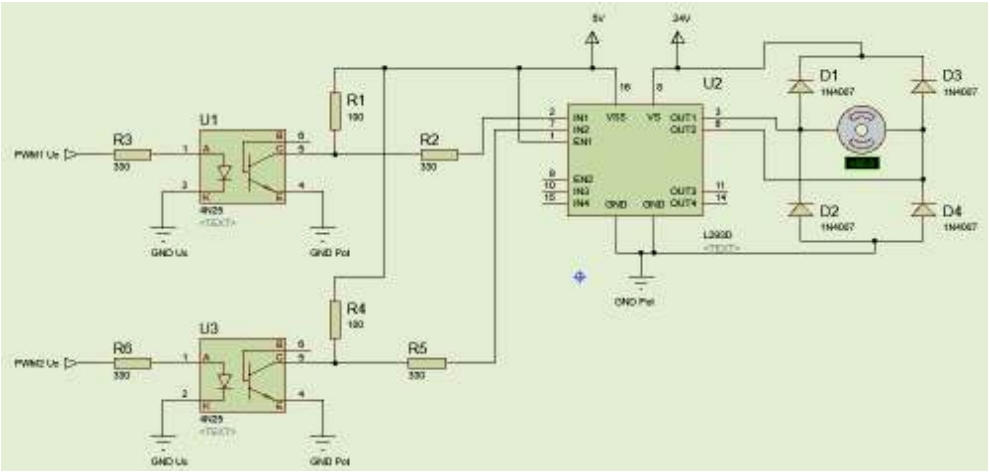


Figura 3.10. Acondicionamiento de opto acoplador e inversión de giro para un motor DC.

El L298N también se utiliza en el sistema de potencia, es un puente H empleado para los movimientos codo. Este driver que es más robusto que el L293NE permite manejar corrientes de hasta 5A con 12V. La Figura 2.11. muestra el esquema de conexión del L298N y el motor DC que permite los movimientos del codo. Este driver emplea una sola señal de control y dos señales de entrada lógica (IN1 e IN2) que permiten realizar la inversión de giro, cuando IN1 se encuentra encendido e IN2 apagado el motor gira en sentido horario, mientras que cuando IN2 se encuentra activado e IN1 apagado el giro se realiza en sentido antihorario.

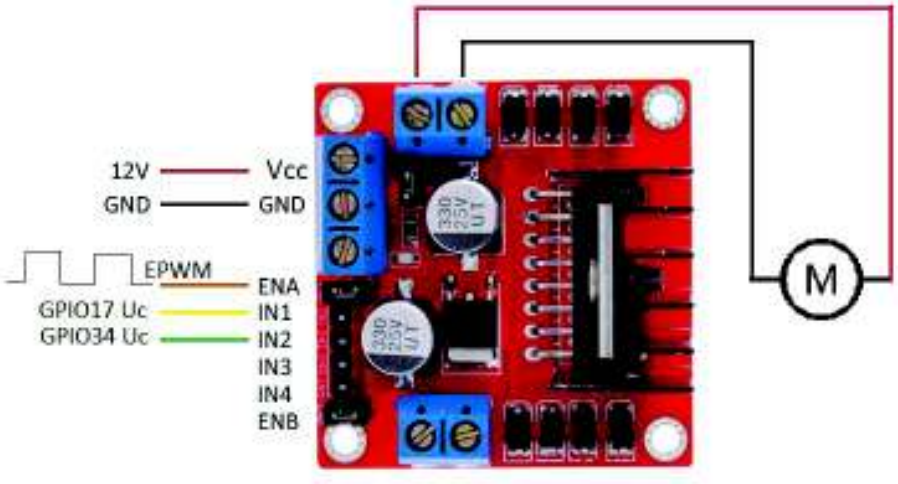


Figura 3.11. Esquema de conexión con el driver L298N

3.6. SISTEMA DE ALIMENTACIÓN

Para alimentar todo el sistema rehabilitador se usa diferentes fuentes, la Figura 3.12. muestra el diagrama de sistema de alimentación en la que se puede apreciar tres partes importantes: HMI, estructura mecánica y microcontrolador.

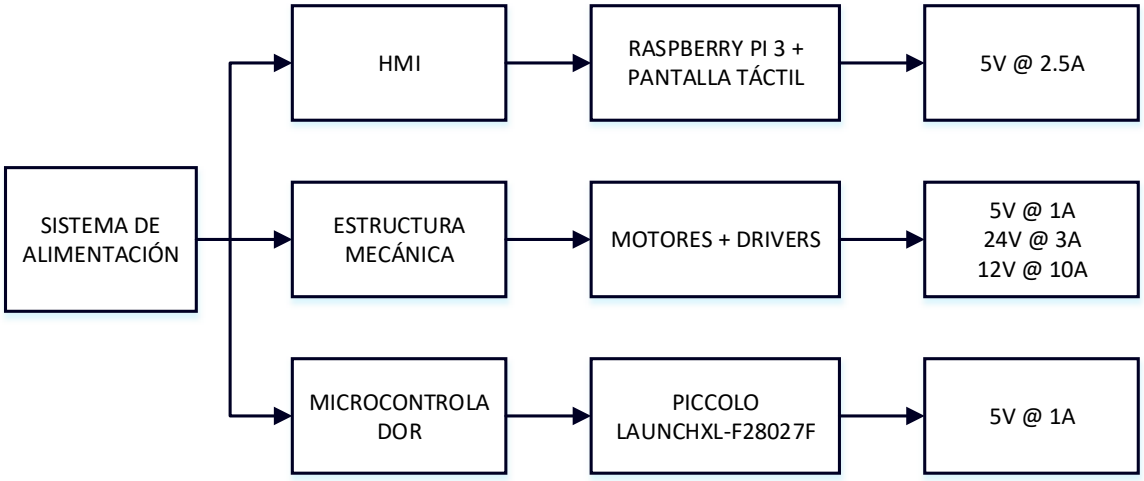


Figura 3.12. Diagrama de sistema de alimentación.

3.6.1. SISTEMA DE ALIMENTACIÓN DE LA PLATAFORMA DE PROGRAMACIÓN DEL HMI

La Raspberry Pi 3 necesita 5V y 750mA para su funcionamiento, mientras que la pantalla requiere 5V y 2A [60]. La pantalla táctil puede ser alimentada con la misma fuente que el Raspberry Pi si ésta presenta la corriente suficiente. Por lo tanto, se utiliza una fuente para Raspberry Pi 3 de 5V @ 2.5A (cargador/adaptador Canakit DCAR-052A5), la cual tiene la corriente necesaria para el conjunto pantalla táctil - Rapberry Pi.

3.6.2. SISTEMA DE ALIMENTACIÓN DE DRIVERS Y ACTUADORES

En la estructura mecánica, ninguno de los motores estará prendido simultáneamente, pues los ejercicios terapéuticos se realizarán uno por uno, por lo tanto los motores se accionarán de igual manera. En el CAPÍTULO 2 se mencionaron las características de cada uno de los motores, con éstos se puede calcular la corriente que se necesita para los motores que realizan los movimientos de la muñeca.

Se realiza el cálculo de la corriente del motor más grande, que es el de la muñeca, para esto se aplica la expresión (3.3) que representa la potencia en función del voltaje y de la corriente [47].

$$P = V \,.\, I \tag{3.3}$$

Donde:

- $\mathrm{P} = \text{Potencia del motor}$
- $\mathrm{V} = \text{Voltaje}$
- $\mathrm{I} = \text{Corriente}$

Se conoce el valor de potencia y voltaje por las características de los motores, por lo tanto:

$$I = \frac{P}{V} = \frac{3.9\ W}{24\ V} = 0.17\ A$$

La corriente para el motor más grande de la muñeca es de 0.17A y el driver seleccionado proporciona la suficiente corriente requerida por el actuador. El driver L293NE entrega 1A y un voltaje de hasta 36 V. Por lo tanto se utiliza una fuente de 24V (voltaje nominal de los motores) a 3A para accionamiento de los motores y una fuente de 5V y 1 A para alimentar internamente el driver, pues según la hoja de datos del driver se necesita 0.1 mA para su funcionamiento. Esta misma fuente es utilizada por los optoacopladores que utilizan 60 mA para realizar sus funciones.

Para la alimentación del último motor, que es el motor del codo, se utiliza una fuente independiente, la misma que se muestra en la Figura 3.13. y que entrega 10A a 12V, el motor funciona con un voltaje nominal de 12V y consume 1.48A.

Figura 3.13. Fuente independiente para el motor del codo

3.6.3. SISTEMA DE ALIMENTACIÓN DE MICROCONTROLADOR Y SENSORES

Para la alimentación de la plataforma de programación Piccolo LAUNCHXL-F28027F de Texas Instrument se requiere, según la hoja de datos, de una fuente de 5V o de 3V3, @ 50 mA. Internamente tiene un regulador que reduce el voltaje por lo que cualquiera de las dos fuentes son admitidas. Cada pin recibe o entrega 20mA, los sensores presentan una resistencia alta, por lo que su valor de corriente es muy baja y no sobrepasa el valor mencionado.

3.7. DIAGRAMA DE CONEXIONES

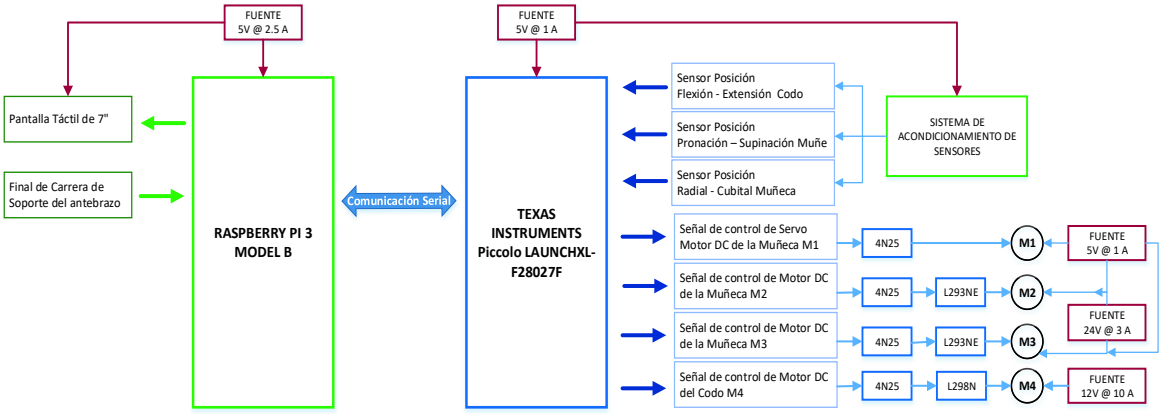


Figura 3.14. Diagrama de conexiones del sistema

La Figura 3.14. muestra el diagrama de conexiones del sistema implementado. En este diagrama se muestra la conexión por comunicación serial que permite el intercambio de información entre el Raspberry Pi y el microcontrolador. El Raspberry Pi se conecta a una pantalla táctil para la visualización del HMI y tiene en unos de sus pines GPIO conectado un final de carrera que permite verificar la ubicación del antebrazo en el soporte del mismo. El conjunto mencionado se alimenta con una sola fuente que proporciona la corriente necesaria para su funcionamiento.

El microcontrolador de Texas Instruments realiza la lectura de los sensores resistivos que ayudan a realizar el control de posición angular de 3 de los movimientos que realiza el sistema. También genera las señales de control para los actuadores, de los cuales tres son motores DC con caja reductora y un servomotor. El motor DC que realiza los movimientos del codo utiliza una fuente de 10 A y 12V debido a que al tener un torque grande necesita de un valor alto de corriente para moverse. Los dos motores restantes DC utilizan dos fuentes, una fuente de 5V para la alimentación interna de los L293NE y otra de 24V para la alimentación de estos actuadores. La fuente de 5V es utilizada también por el servomotor.

3.8. EXPRESIONES LINEALES QUE DESCRIBEN EL ÁNGULO DE GIRO DE LOS MOVIMIENTOS

Al ser lineales los potenciómetros con los que se trabaja, resulta sencillo representar el valor de ADC del microcontrolador en función del ángulo. Así, se plantea la ecuación (3.4), una expresión matemática lineal dada en función del ángulo de movimiento recorrido [60].

$$y = mx + b \tag{3.4}$$

Donde:

- $y\ representa\ el\ valor\ de\ ADC\ del\ microcontrolador$
- $m\ es\ la\ pendiente$
- $x\ representa\ el\ angulo\ deseado$

Para encontrar los valores que representan cada uno de los movimientos se requiere de al menos dos puntos para trazar una recta. Para el movimiento del codo han sido tomados varios valores de ADC a diferentes ángulos, los cuales forman la recta que se indica en la Figura 3.15.

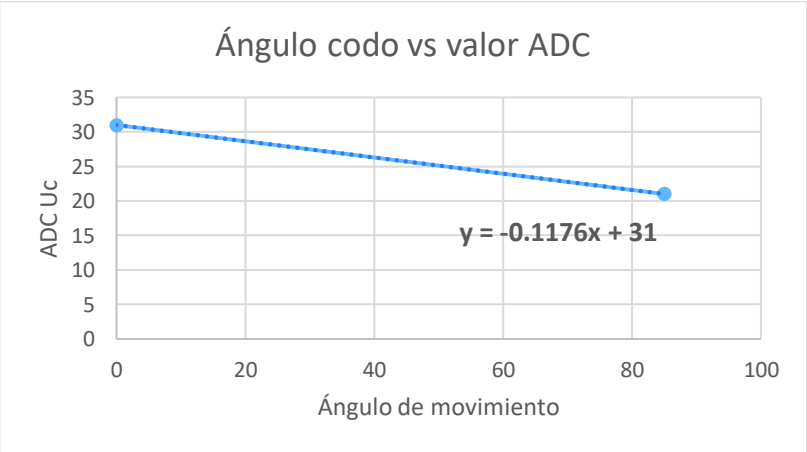


Figura 3.15. Representación lineal del ángulo de flexión – extensión del codo

Se realiza el mismo procedimiento para obtener la ecuación lineal que describe el comportamiento del ángulo de los movimientos de pronación – supinación. La Figura

3.16. muestra la expresión obtenida a través de la línea de tendencia de los puntos ingresados. De la misma manera se procede con el sensor del movimiento que describe los movimientos de desviación radial – cubital de la muñeca, la Figura 3.17. muestra la representación lineal de los movimientos mencionados.

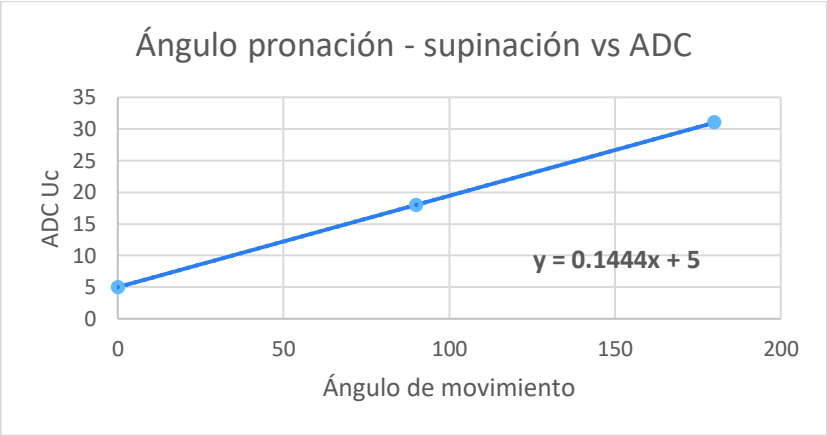


Figura 3.16. Representación lineal del ángulo de pronación – supinación de la muñeca

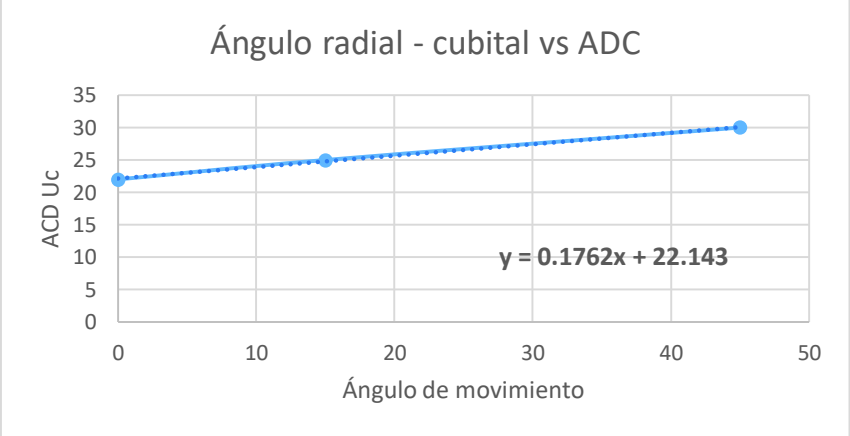


Figura 3.17. Representación lineal del ángulo radial – cubital de la muñeca

Para describir el ángulo de los movimientos de flexión – extensión de la muñeca no se utiliza un potenciómetro lineal pero se emplea la expresión (3.4). Se envía diferentes comparadores a la EPWM que controla el servomotor, lo cual lleva a obtener una serie de datos que permiten llegar a una expresión lineal del ángulo en función del ancho de pulso enviado por el microcontrolador. Figura 3.18. muestra la recta y la expresión obtenida.

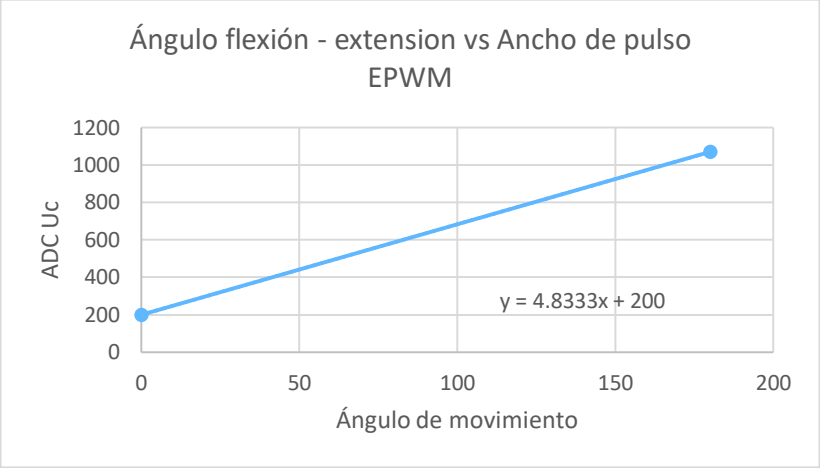


Figura 3.18. Representación lineal del ángulo de flexión – extensión de la muñeca

La Tabla 3.2. muestra las ecuaciones obtenidas que describen los movimientos del codo y de la muñeca, estas son ingresadas en el microcontrolador para su posterior solución una vez que los datos han sido enviados desde el HMI. El HMI envía los ángulos (xc, xp, xr) de movimientos deseados, los cuales permiten encontrar el valor de ADC con el cual deben ser comparados mientras los ejercicios se realizan, esto para los motores DC y el motor a pasos. Mientras que para el control del servomotor, xf ayuda a encontrar el valor de ancho de pulso que se debe enviar para recorrer el ángulo determinado

Tabla 3.2. Ecuaciones que describen los ángulos de los movimientos del sistema

MOVIMIENTO	Ecuación	Descripción
Flexión – extensión del codo	$yc = -0.117xc + 31$	$xc = ángulo\ ingresado\ en\ HMI$ $yc = ADC\ de\ comparación$
Pronación – supinación de la muñeca	$yp = 0.144xp + 5$	$xp = ángulo\ ingresado\ en\ HMI$ $yp = ADC\ de\ comparación$
Desviación radial – cubital de la muñeca	$yr = 0.176xr + 22.14$	$xr = ángulo\ ingresado\ en\ HMI$ $yr = ADC\ de\ comparación$
Flexión – extensión de la muñeca	$yf = 4.833xf + 200$	$xf = ángulo\ ingresado\ en\ HMI$ $yf = Ancho\ de\ pulso\ EPWM$

3.9. DIAGRAMAS DE FLUJO DEL SOFTWARE IMPLEMENTADO

3.9.1. DIAGRAMA DE FLUJO GENERAL DEL SOFTWARE IMPLEMENTADO

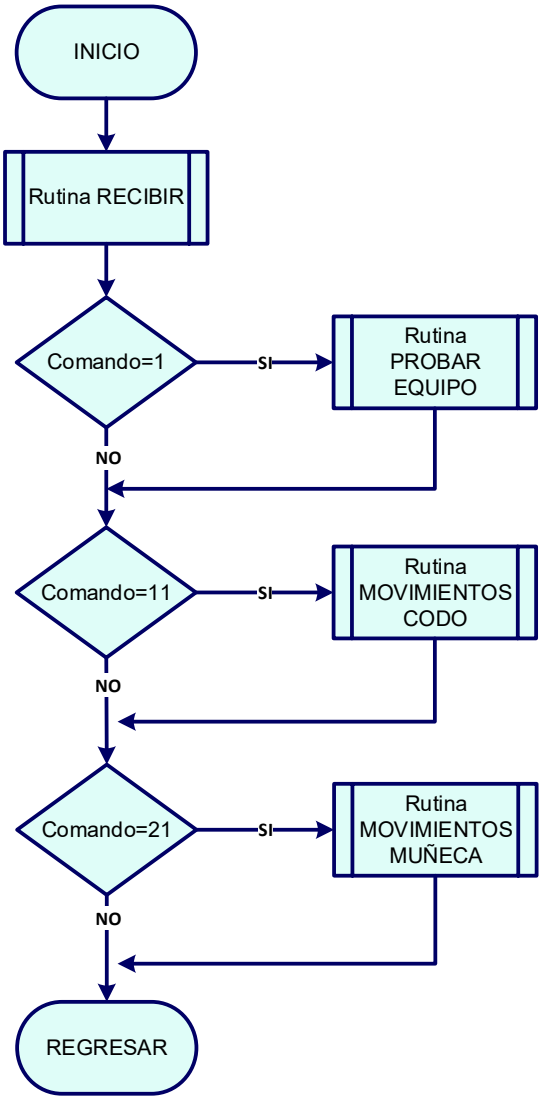


Figura 3.19. Diagrama de flujo general del software.

La Figura 3.19. muestra el diagrama de flujo general del software desarrollado. Una vez que desde el HMI se recibe los datos, se compara el valor de la variable Comando, si el valor de ésta es 1 el programa ejecuta la rutina de Probar Equipo, que son

movimientos realizados en vacío. Si el valor de la variable mencionada es 11 entonces se realiza la rutina para realizar los Movimientos del Codo. Si se tiene un valor de 21 entonces se ejecuta la rutina de Movimientos de la Muñeca.

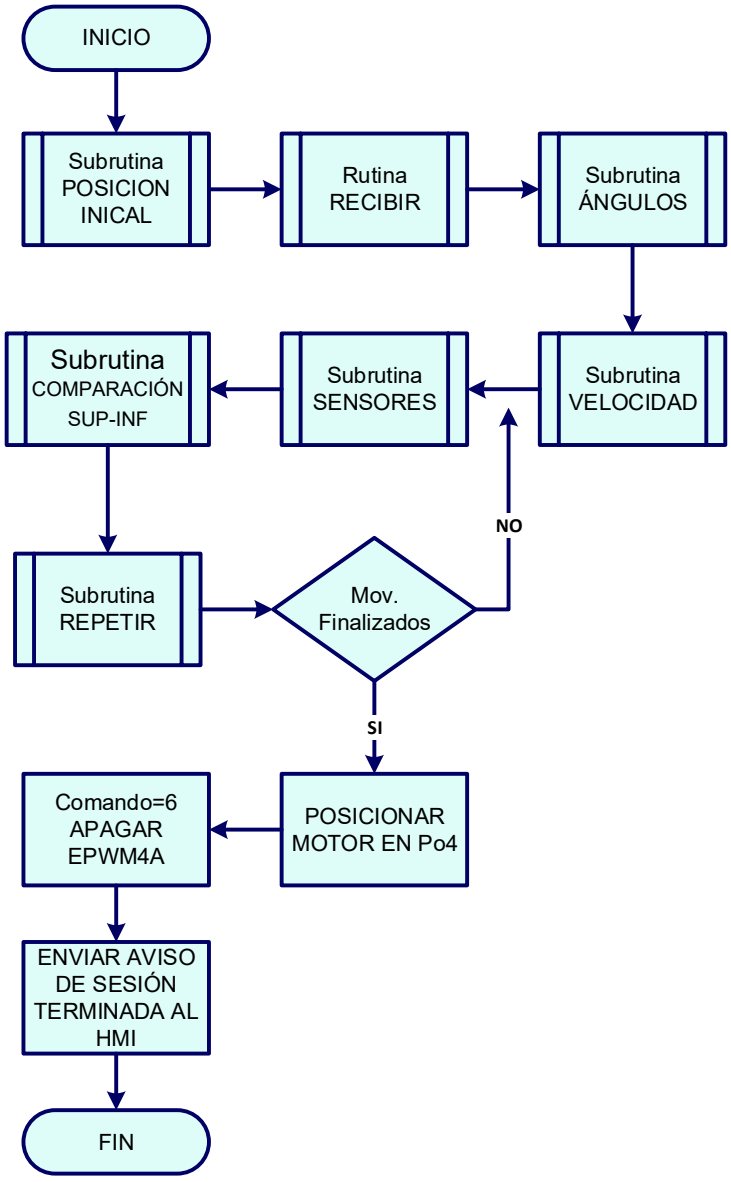


Figura 3.20. Diagrama de flujo general de movimiento.

El diagrama de flujo de la Figura 3.20. muestra la secuencia general que se cumple al realizar cualquier movimiento. Se ubica a los motores en su posición inicial y se recibe los datos enviados desde el HMI, se realiza el cálculo de los valores de los ángulos

con los cuales se va a realizar la comparación superior e inferior, se establece una velocidad y se inicia el movimiento. Se lee constantemente los valores de los sensores por los canales del ADC del microcontrolador y se compara estos valores, una vez que se ha llegado al valor de comparación superior se realiza la inversión de giro, al llegar al valor de comparación del límite inferior se realiza nuevamente el cambio de giro y así sucesivamente hasta completar el número de repeticiones deseadas. Al cumplir con la sesión establecida se ubica a los motores en su posición inicial, se apaga el control de todos los motores y se envía una señal de aviso de sesión finalizada al HMI.

3.9.2. SUBRUTINA DE RECEPCIÓN DE DATOS "RECIBIR".

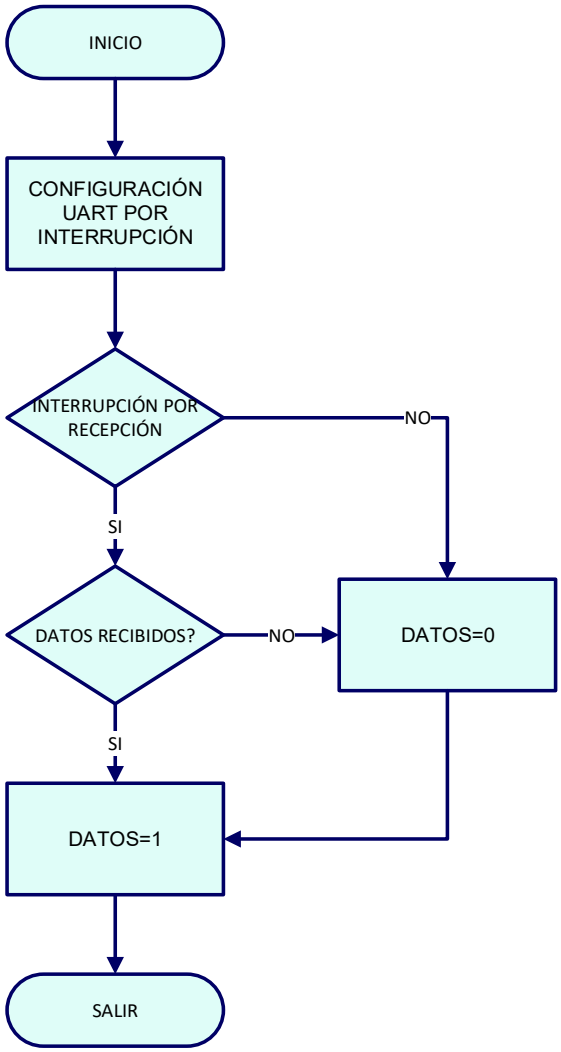


Figura 3.21. Subutina de recepción de datos RECIBIR.

Tabla 3.3. Descripción de las variables de recepción de datos

DATO	DESCRIPCIÓN
Recibir[0]	Número de repeticiones de los movimientos de flexión – extensión del codo
Recibir [1]	Ángulo de giro de extensión del codo
Recibir [2]	Número de repeticiones de los movimientos de pronación – supinación de la muñeca
Recibir [3]	Ángulo de giro de pronación de la muñeca
Recibir [4]	Ángulo de giro de supinación de la muñeca
Recibir [5]	Número de repeticiones de los movimientos de desviación radial - cubital de la muñeca
Recibir [6]	Ángulo de giro de desviación radial de la muñeca
Recibir [7]	Ángulo de giro de desviación cubital de la muñeca
Recibir [8]	Número de repeticiones de los movimientos de flexión - extensión de la muñeca
Recibir [9]	Ángulo de giro flexión de la muñeca
Recibir [10]	Ángulo de giro de extensión de la muñeca
Recibir [11] = Comando	Opción a ser ejecutada. Depende de la opción seleccionada en el HMI (Probar Equipo, Codo, Muñeca)
Recibir [12]	Velocidad de movimiento (1 para velocidad Normal y 2 para velocidad Alta)
Recibir [13]	Selección de la extremidad a ser rehabilitada (1 para la Derecha, 2 para la Izquierda)
Recibir [14] = Vasignacion	Datos enviados (1 cuando envió datos)

La recepción de datos enviados desde el HMI se hace mediante interrupción. Figura 3.21. muestra la subrutina de recepción de datos. Una vez que se ha dado la interrupción se recibe todos los datos y se los almacena en variables en forma de array,

estos datos se muestran en la Tabla 3.3. en la cual se indica la descripción que cada una de estas representa.

Estos datos serán posteriormente analizados y procesados para realizar la sesión de ejercicios deseada. Si se han recibido los datos correctamente la variable DATOS tiene un valor de 1, caso contrario tiene un valor de cero. Estos valores son utilizados para dar o no inicio a la sesión de ejercicios. El dato Recibir [11], al que se denomina "Comando" permite realizar las diferentes opciones presentes en el HMI.

3.9.3. SUBRUTINA DE ÁNGULOS

Esta subrutina mostrada en el diagrama de flujo de la Figura 3.22. indica el proceso para encontrar los valores de las ecuaciones mostradas en la Tabla 3.2. cada ecuación arroja dos valores de comparación ya que cada expresión lineal describe dos movimientos, con excepción del ángulo del codo, que únicamente da un valor, pues uno de sus ángulos siempre es cero. Estos valores calculados con las ecuaciones son comparados con la lectura de los ADC del microcontrolador y ayudan a la inversión de giro de los motores DC y a posicionar el servomotor.

Tabla 3.4. Variables para comparación de los ángulos de los movimientos del sistema

Movimiento	Dato ingresado	Dato calculado	Dato leído
Flexión del codo	xc	yc2	Pc
Pronación muñeca	xp1	yp1	Pps
Supinación muñeca	xp2	yp2	Pps
Desv. Radial muñeca	xr1	yr1	Prc
Desv. Cubital muñeca	xr2	yr2	Prc
Flexión muñeca	xf1	yf1	---
Extensión muñeca	xf2	yf2	---

La Tabla 3.4. muestra los datos ingresados, es decir los datos que son recibidos desde el HMI y los que posteriormente se calculan con éstos, se indica también el dato con

el cual son comparados al momento de realizar la sesión de ejercicios de prueba o de rehabilitación, el cual puede ser un valor de lectura del ADC o un comparador de una EPWM.

La Figura 3.22. muestra la subrutina de los ángulos de movimiento. En esta subrutina primero se recibe los datos del HMI ingresados por el terapeuta. Con estos datos se calcula los límites superior e inferior de los ángulos de cada uno de los movimientos, con estos valores y la lectura constante de los potenciómetros por el ADC del microcontrolador se realiza una comparación y se controla los movimientos con su respectiva inversión de giro.

Figura 3.22. Subrutina de cálculo de Ángulos

3.9.4. SUBRUTINA DE VELOCIDAD

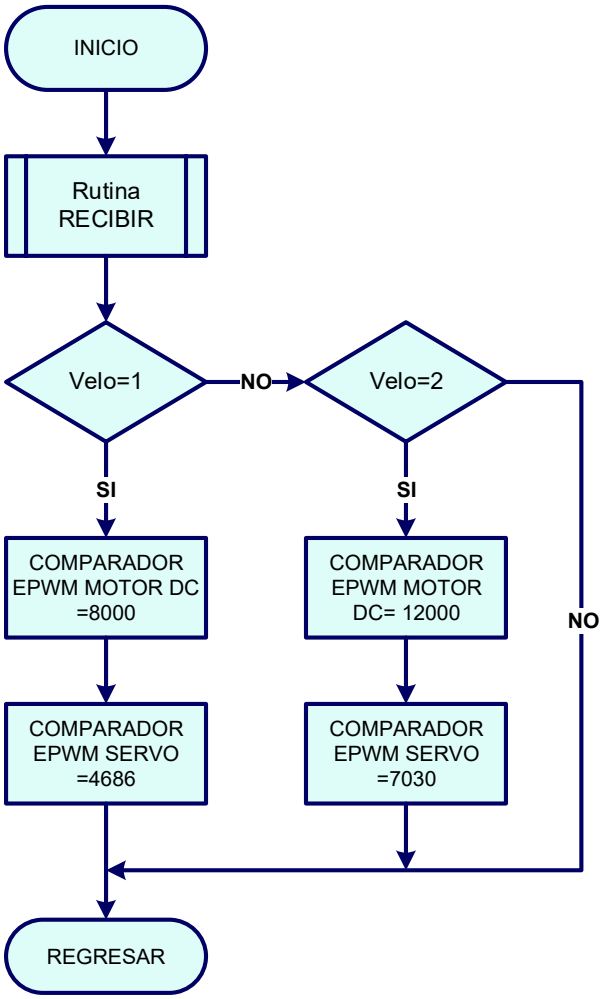


Figura 3.23. Subrutina de selección de Velocidad.

Las sesiones de ejercicios terapéuticos pueden desarrollarse mediante dos velocidades, la una que se realiza a 8 rpm, a la cual es considera como una velocidad normal, y otra de 12 rpm, a la cual se considera como velocidad alta.

La Figura 3.23. muestra la subrutina de configuración de velocidad de los movimientos. La subrutina inicia una vez que se ha seleccionado y enviado la velocidad de los movimientos desde el HMI. Si la variable Velo recibe un valor de 1 la velocidad que se ha seleccionado es normal, mientras que si recibe un 2 la velocidad es alta, a

continuación se configura los dos comparadores de cada una de las EPWM para los motores DC y para el servomotor se configura la frecuencia de trabajo y el comparador determina la posición del motor.

3.9.5. SUBRUTINA DE LECTURA DE SENSORES

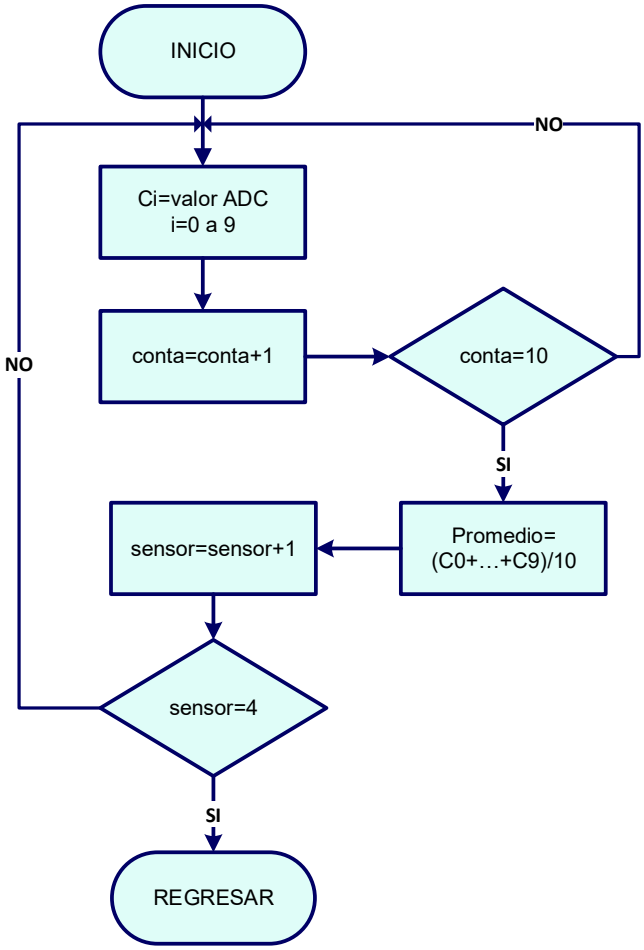


Figura 3.24. Subrutina de lectura de Sensores

Esta subrutina lee en todo momento el valor de los potenciómetros lineales que me indica la posición de los movimientos de flexión – extensión del codo, desviación radial – cubital y pronación - supinación de la muñeca, para el movimiento de flexión – extensión de la muñeca no se utiliza un potenciómetro, se controla su posición mediante un servomotor. Para conocer la posición de los movimientos se toma un array de 10 datos de la lectura del canal de cada uno de los sensores y se calcula su

promedio, se procede de la misma manera con los demás canales y estos valores son utilizados posteriormente en la comparación de ángulos, la Figura 3.24. muestra el diagrama de flujo de la subrutina Sensores.

3.9.6. SUBRUTINA DE POSICIÓN INICIAL

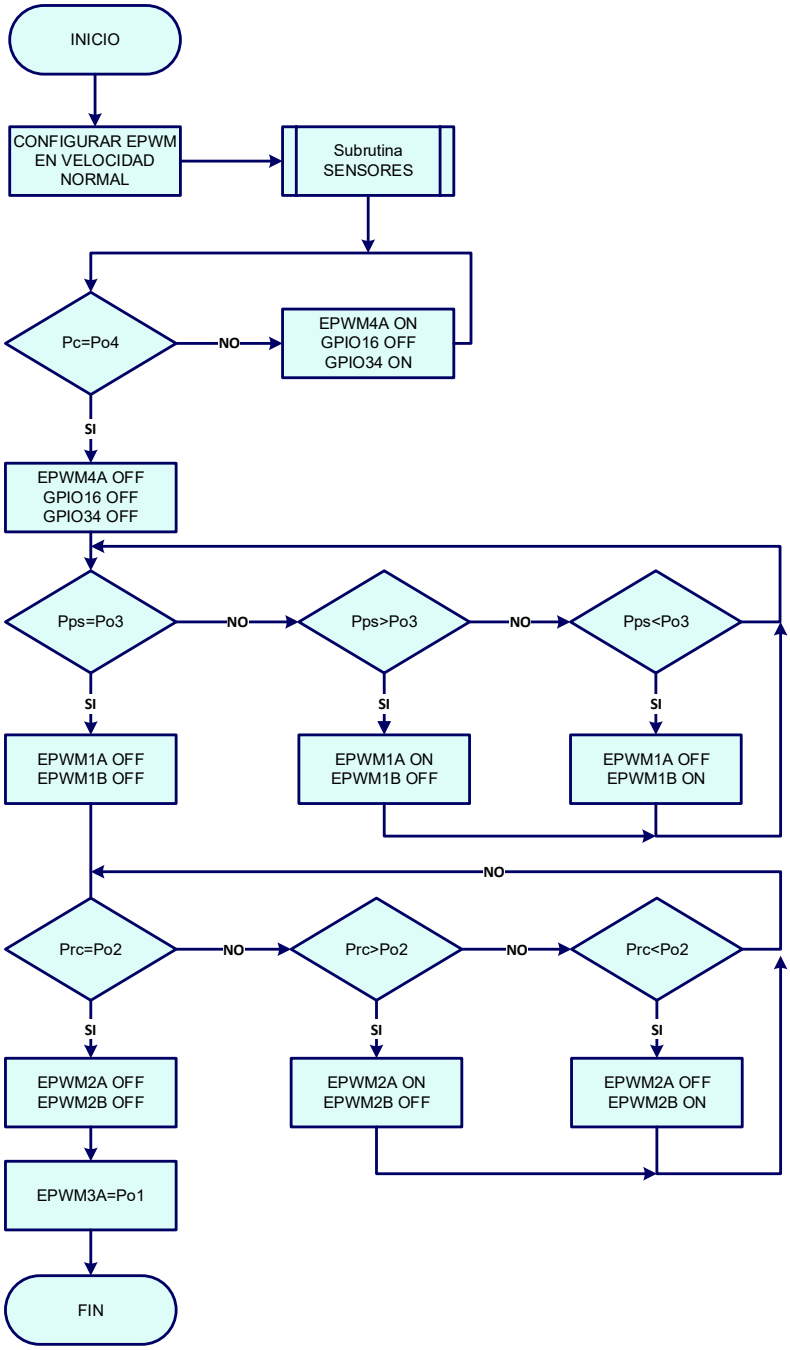


Figura 3.25. Subrutina de Posición Inicial

En esta subrutina se coloca todos los ángulos de los movimientos en un valor de cero, ya que es la posición de la cual inician todos los ejercicios (posición inicial Po). La Tabla 3.5. muestra el valor inicial desde el cual deben partir todos los movimientos (valores fijos y conocidos) y al cual se debe llegar una vez que se ha finalizado cualquiera de los movimientos, también indica el dato leído del ADC, con estos valores se realiza una comparación para llegar a la posición inicial de los movimientos.

Tabla 3.5. Valores de posición inicial de potenciómetros y comparador de EPWM

Posición	Posición inicial Po	Posición leída ADC
Flexión – Extensión del codo	Po4=31	Pc
Pronación – Supinación de la muñeca	Po3=18	Pps
Desviación radial – cubital de la muñeca	Po2=25	Prc
Flexión – Extensión de la muñeca	Po1=300	----

La Figura 3.25. muestra el diagrama de flujo de posición inicial, donde todos los motores se encuentran en un ángulo de cero (Po). La subrutina inicia con la configuración de las EPWM a una velocidad normal, esta velocidad no es seleccionada por el especialista, se encuentra predeterminada en el programa, ya que se ejecuta al inicio del programa y cuando se ha seleccionado la opción de finalizar en HMI.

Se hace uso de la subrutina Sensores que permite la lectura de los potenciómetros resistivos, y con estos valores se realiza una comparación entre la posición inicial (Po), la cual se conoce, y la posición leída desde el ADC. Estas comparaciones comienzan desde el sensor ubicado en la articulación del codo, cuando se llega a su posición inicial se apaga la EPWM que permite su movimiento, se procede de la misma manera con el sensor que mide los ángulos de pronación – supinación y finalmente con el sensor que mide los ángulos de desviación radial – cubital. Para ubicar en la posición inicial el motor que realiza los movimientos de flexión – extensión de la muñeca se envía un valor fijo de 300 (Po1) al ancho de pulso de la EPWM

3.9.7. SUBRUTINA DE REPETICIÓN

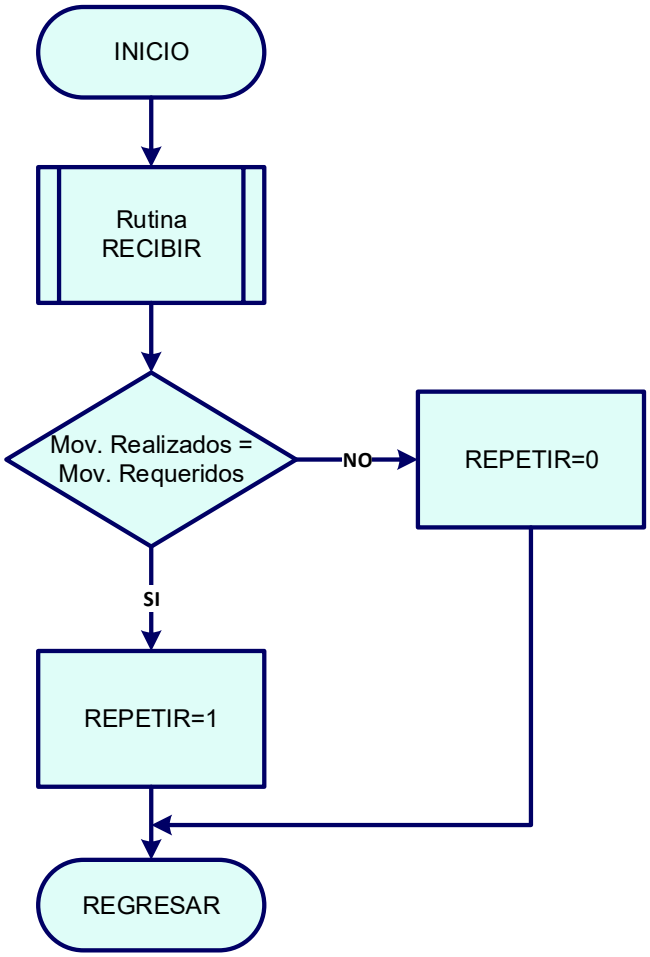


Figura 3.26. Subrutina Repetir de los movimientos.

La Figura 3.26. muestra la subrutina de repetición para cualquiera de los ejercicios de rehabilitación. Se recibe los datos desde el HMI y cada vez que el prototipo de rehabilitación realiza 1GdL se realiza la subrutina de repetición. Los movimientos realizados son contados en la inversión de giro, y una vez que estos han alcanzado el valor de los movimientos deseados (recibidos) se coloca en uno la variable Repetir, caso contrario se coloca un cero y se regresa al lazo de preguntar, dando lugar a que se ejecute el siguiente GdL hasta que se complete los cuatro que el sistema presenta.

3.9.8. SUBRUTINA DE COMPARACIÓN SUPERIOR E INFERIOR DE ÁNGULOS DE MOVIMIENTOS DE SENSORES RESISTIVOS

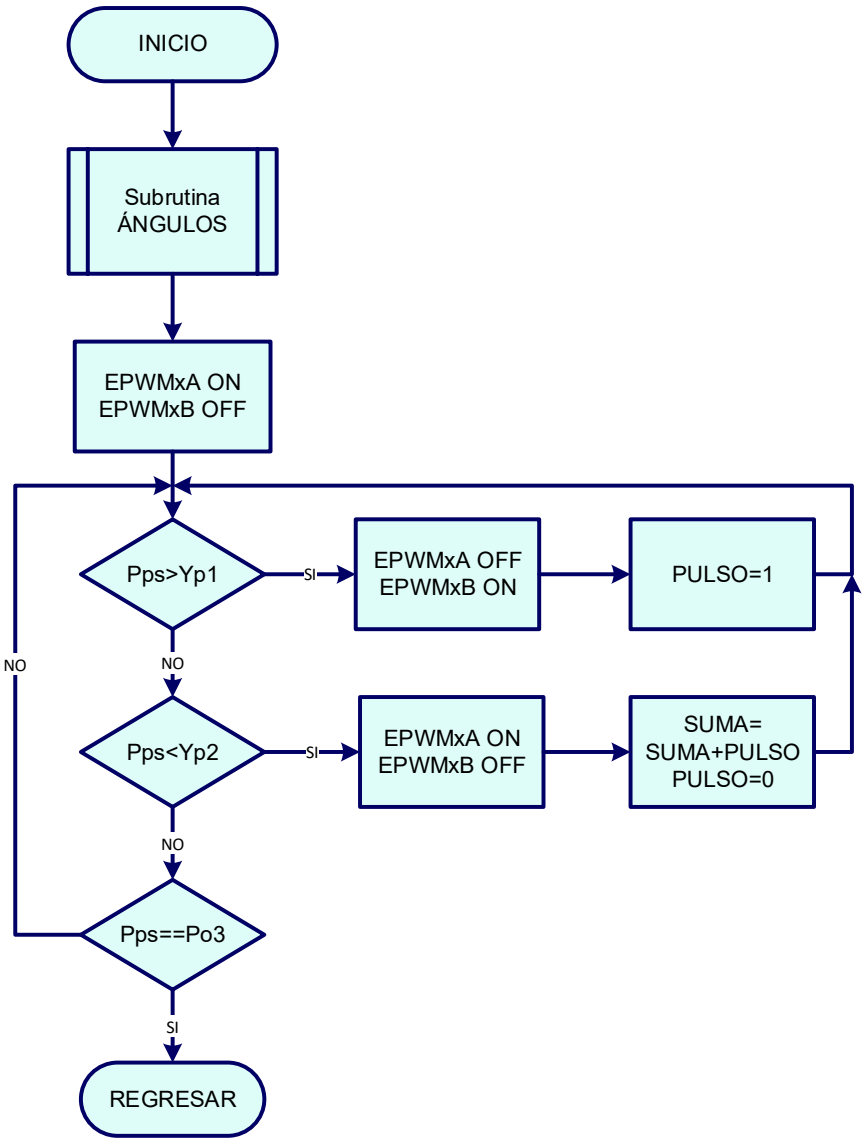


Figura 3.27. Subrutina de Comparación superior e inferior de un motor DC

La Figura 3.27. muestra el diagrama de flujo de la subrutina de comparación superior e inferior del potenciómetro que mide el ángulo de los movimientos pronación – supinación de la muñeca. Una vez que se han calculado mediante la subrutina Ángulos los valores límites del ADC a los cuales se debe llegar, se realiza una comparación

entre tales valores y el valor actual que se tiene en el canal ADC de cada sensor. Con esto se asegura que no se sobrepase ninguno de los ángulos ingresados.

3.9.9. SUBRUTINA DE MOVIMIENTO DE SERVOMOTOR

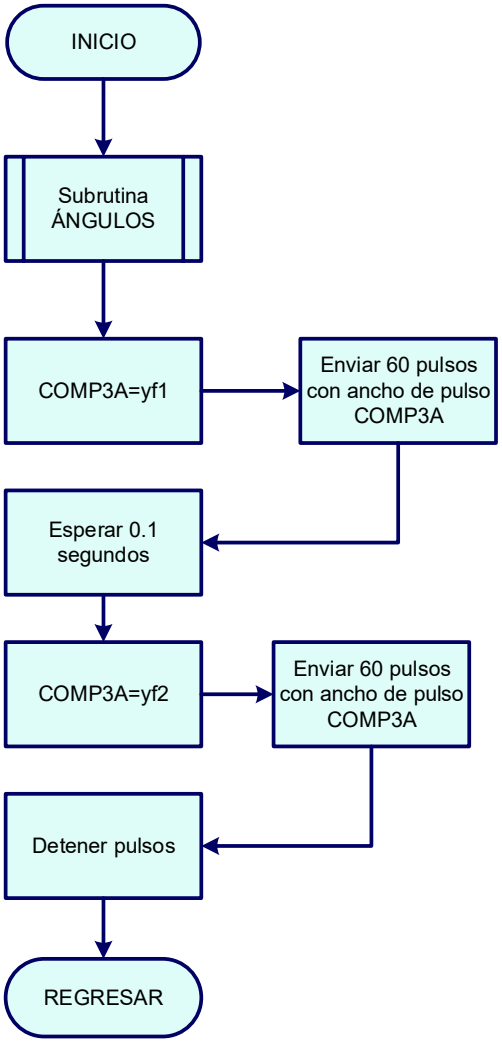


Figura 3.28. Subrutina de movimiento de un servomotor

La Figura 3.28. muestra el diagrama de flujo de la subrutina de movimiento del servomotor, el cual realiza los movimientos de flexión – extensión de la muñeca. La subrutina inicia con la Subrutina Ángulos, en la cual se determina el valor de ancho de

pulso que se debe enviar al servomotor para posicionarlo en un ángulo determinado. Una vez que se ha encontrado el primer ancho de pulso que posiciona el motor en un ángulo determinado se envía sesenta veces la EPWM con ese ancho de pulso, a continuación se espera 0.1 segundos y se envía el segundo ancho de pulso que posiciona al motor en un nuevo ángulo, una vez que se han completado los movimientos con los os ángulos se dejan de enviar los pulsos y los movimientos se detienen.

3.9.10. RUTINA DE LA OPCIÓN INICIAR MOVIMIENTOS DE PROBAR EQUIPO

Al seleccionar esta opción en el HMI se realiza una rutina mostrada en la Figura 3.29. la cual inicia con el llamado de la subrutina de posición inicial, pues todos los movimientos deben partir de su posición en cero. Una vez que los motores están en su posición inicial se recibe los datos enviados desde el HMI y se verifica el dato escrito en Comando, si tal valor es 1 se inicia la sesión de ejercicios y se calcula los ángulos limites dentro de los cuales se va a trabajar, se establece la velocidad seleccionada de acuerdo a una EPWM determinada y se inicia con los movimientos del codo, que son los primeros en realizarse. Se lee continuamente el sensor resistivo y cada vez que se llega a su límite superior se realiza una comparación para realizar la inversión de giro, lo mismo ocurre con el límite inferior y se va contando el número de veces que se ha repetido el movimiento, una vez que el número de repeticiones realizadas es igual al número de repeticiones enviadas desde el HMI se coloca en su posición inicial al motor, se apaga las señales de control y se da paso al siguiente movimiento que realiza la misma rutina, y así sucesivamente hasta llegar al último movimiento de la muñeca. Terminada la sesión de ejercicios, se envía un aviso al HMI para que éste muestre en la pantalla un mensaje informando que la sesión de terapia ha sido finalizada con éxito. En el diagrama de flujo se muestra únicamente la subrutina que se realiza con un solo movimiento ya que es repetitivo con los movimientos restantes.

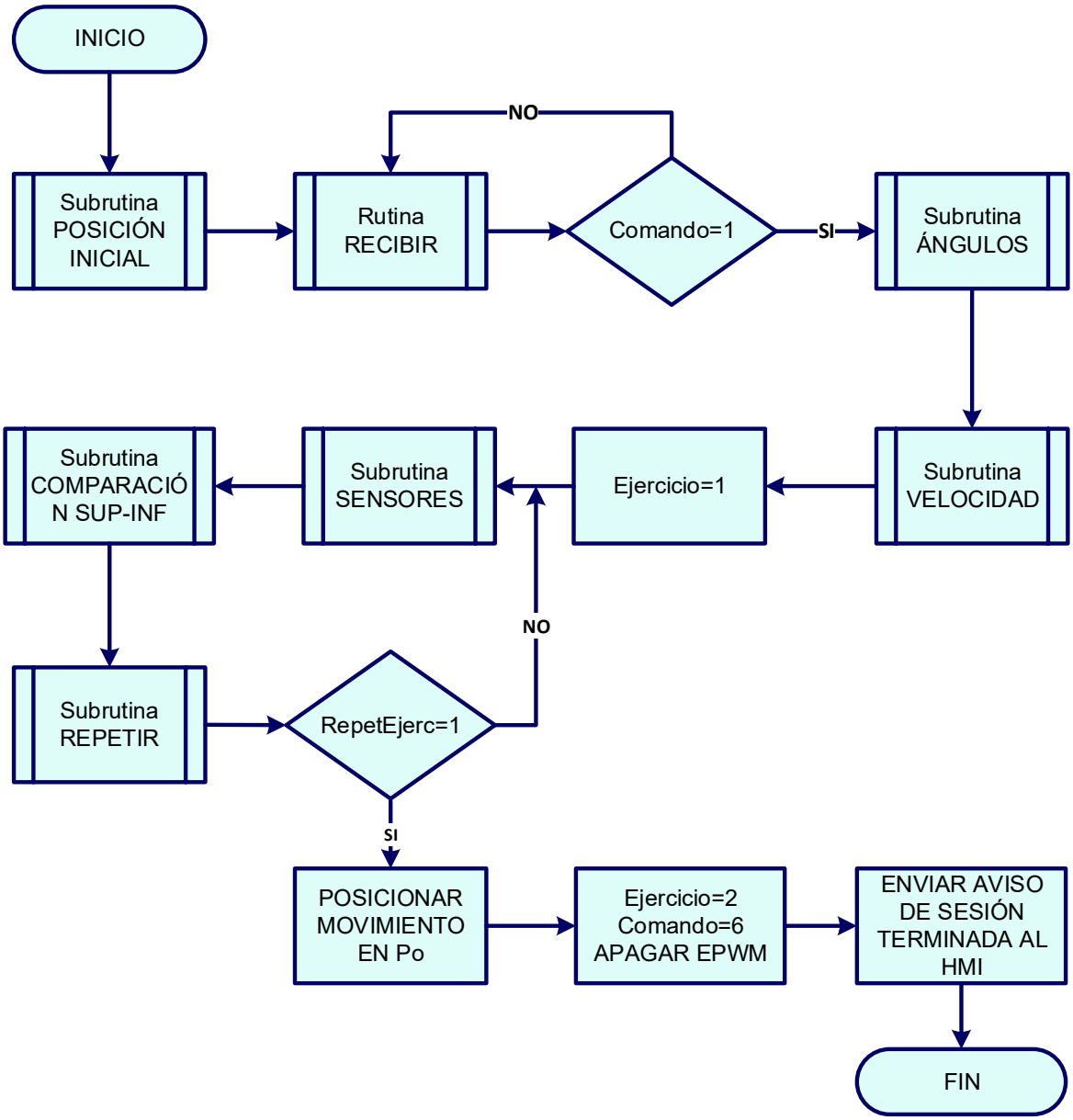


Figura 3.29. Diagrama de flujo de la rutina Iniciar de Probar Equipo

3.9.11. SUBRUTINA DE PAUSAR EN LA OPCIÓN PROBAR EQUIPO

La opción Pausar que se presenta en el HMI permite detener la sesión de movimientos en cualquier instante, la Figura 3.30. muestra el diagrama de flujo de esta subrutina, inicia una vez que desde el HMI se envía el comando que detiene el movimiento, se apaga todas la EPWM de los motores y se puede regresar a la rutina de movimientos

presionando el botón de Iniciar. En Pausar los valores de la sesión de movimientos que ya fue configurada no se reinician, simplemente se apaga todas las señales de control.

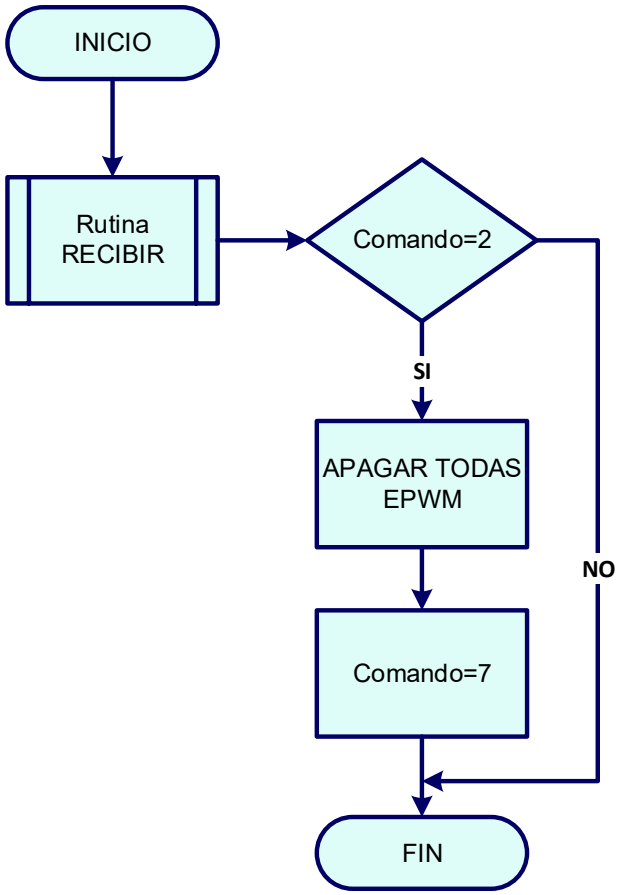


Figura 3.30. Subrutina de la opción Pausar sesión de Probar Equipo

3.9.12. SUBRUTINA DE FINALIZAR SESIÓN EN LA OPCIÓN PROBAR EQUIPO

Esta subrutina detiene la sesión de ejercicios configurada en el HMI en cualquier punto en la que la misma se encuentre, se coloca los motores en su posición inicial y se reinicia en cero todas las variables para una nueva configuración de sesión.

La Figura 3.31. muestra la rutina de finalizar la sesión programada, la cual inicia con la recepción de datos y verifica el cogido enviado desde el HMI para ejecutar la orden

deseada. Se verifica que el comando corresponde a la finalización de la sesión y se llama a la subrutina POSICIÓN INICIAL, una vez que esta ha acabado se reinicia todas las variables incluyendo la de recepción de datos, esto para dejar la comunicación lista para la siguiente orden.

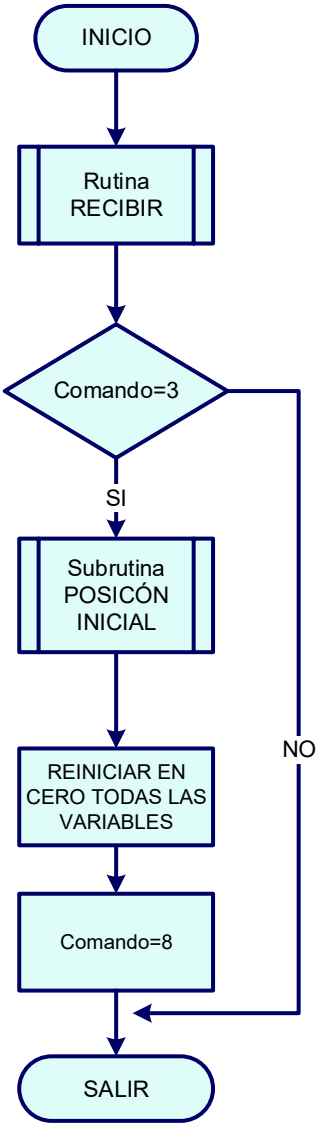


Figura 3.31. Subrutina de la opción Finalizar sesión de Probar Equipo

3.9.13. RUTINA DE LA OPCIÓN INICIAR MOVIMIENTO DEL CODO

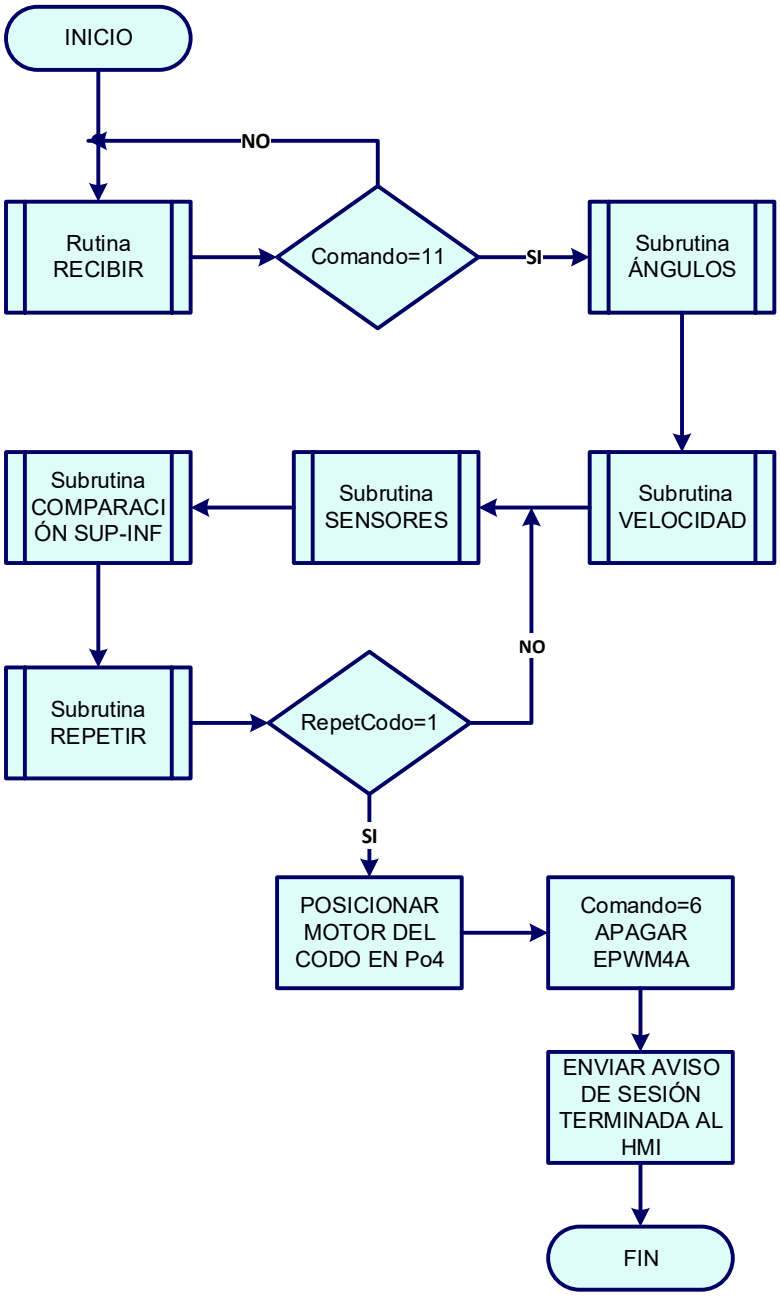


Figura 3.32. Rutina de la opción Iniciar sesión del Codo

Esta opción permite realizar los movimientos de flexión – extensión del codo, envía desde el HMI el número de repeticiones y al ángulo de flexión del codo, ya que el ángulo de extensión siempre es cero.

La Figura 3.32. muestra el diagrama de flujo de esta rutina, primero se comprueba que se haya enviado desde el HMI el comando para realizar la subrutina de movimiento del codo, una vez verificado esto se realiza el cálculo de los ángulos mediante las ecuaciones lineales de los potenciómetros y se establece la frecuencia para la velocidad de los movimientos. Se realiza la lectura del canal del ADC del sensor de codo y su respectiva comparación superior para no sobrepasar el ángulo pedido en el HMI, se verifica que las repeticiones ejecutadas sean iguales a las pedidas y cuando no lo sean se repite el procedimiento, caso contrario se posiciona el motor en su posición inicial y se apagan todas las EPWM. Finalmente se envía una señal de aviso al HMI para que en éste se muestre un mensaje de aviso de la sesión terminada con éxito.

3.9.14. SUBRUTINA DE LA OPCIÓN PAUSAR MOVIMIENTO DEL CODO

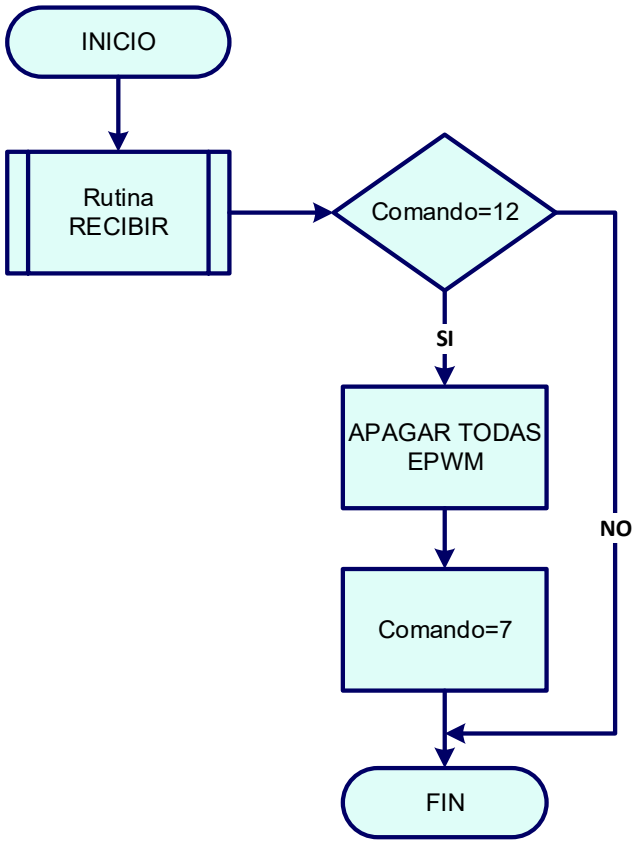


Figura 3.33. Subrutina de la opción Pausar sesión del Codo

En esta opción se verifica la orden enviada desde el HMI y se detiene cualquier movimiento que el sistema de rehabilitación esté realizando. La Figura 3.33. muestra el diagrama de flujo de esta subrutina.

3.9.15. SUBRUTINA DE LA OCIÓN FINALIZAR MOVIMIENTO DEL CODO

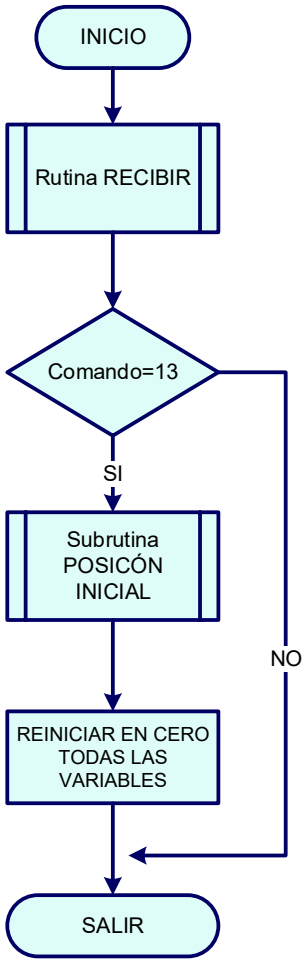


Figura 3.34. Subrutina de la opción Finalizar sesión del Codo

La Figura 3.34. muestra el diagrama de flujo de la opción finalizar. Una vez que se ha enviado al microcontrolador la orden de finalizar la sesión de ejercicios que se está realizando se ubica en la posición inicial el motor del codo y se reinician todas las variables con las cuales se trabaja.

3.9.16. RUTINA DE LA OPCIÓN INICIAR MOVIMIENTOS DE LA MUÑECA

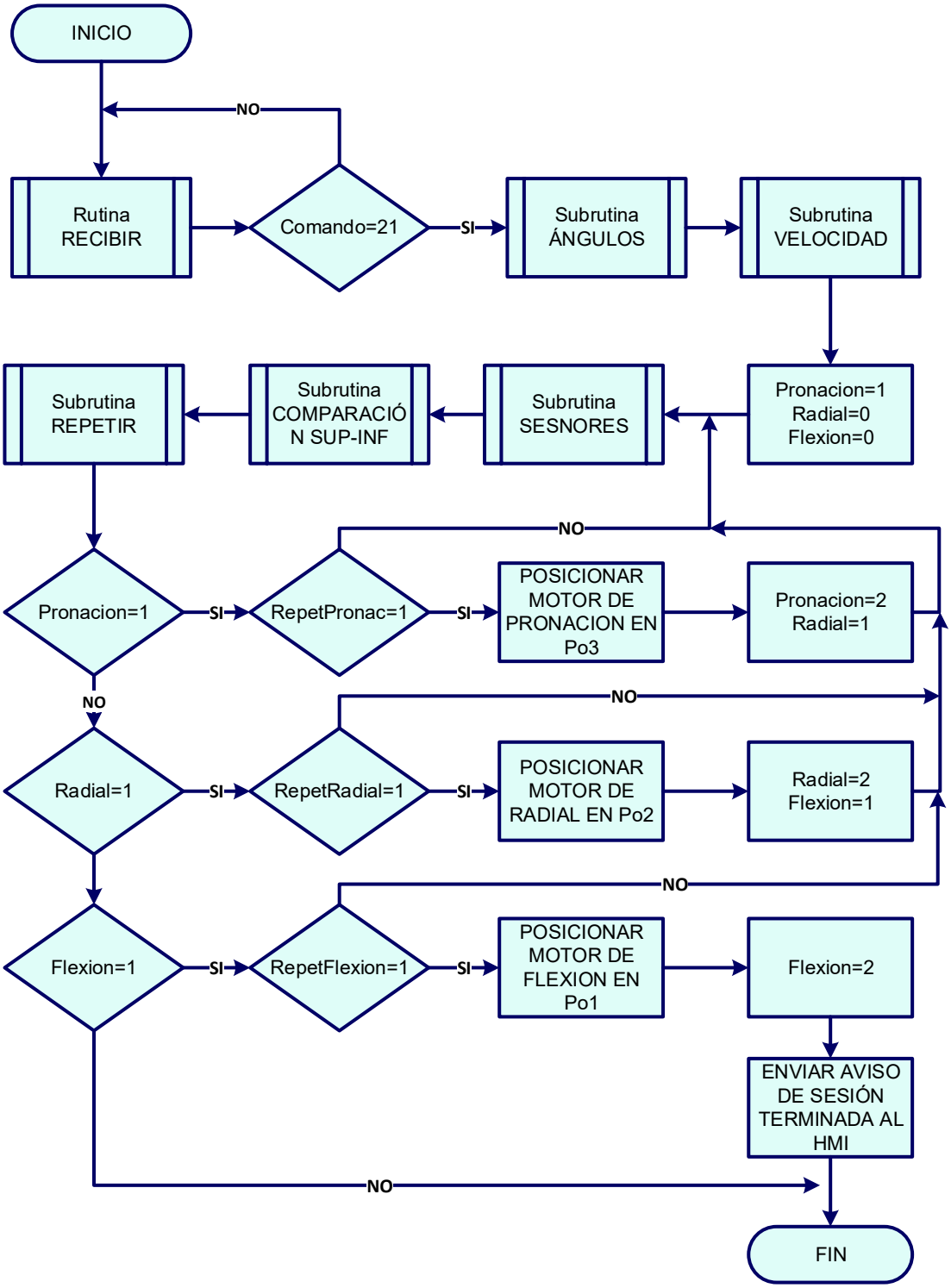


Figura 3.35. Subrutina de la opción Iniciar Movimientos de la Muñeca

En esta opción se realizan tres movimientos de la muñeca, dos de los cuales se realizan con motores DC y el restante con un servomotor, es decir que la posición se controla mediante la lectura de los sensores resistivos y mediante el ancho de pulso que se envía al servomotor.

La Figura 3.35. muestra el diagrama de flujo de esta rutina. Como en todas las opciones, se verifica el comando enviado desde el HMI, se calcula los ángulos límites de los movimientos y se establece la frecuencia para la velocidad seleccionada. Se inicia con los movimientos de pronación – supinación, se realiza la comparación de límites y se cuenta el número de veces que se ha realizado el ejercicio. Una vez que se han completado las repeticiones pedidas de este movimiento se ubica el motor en la posición inicial y se realiza el movimiento siguiente, el movimiento de desviación radial – cubital, se procede de la misma manera que el ejercicio anterior y una vez finalizado el ejercicio se realiza el último movimiento, el de flexión – extensión de la muñeca, al final estos ejercicios se envía una señal de aviso al HMI indicando que la sesión de ejercicios ha sido terminada.

3.9.17. SUBRUTINA DE LA OPCION PAUSAR MOVIMIENTOS DE LA MUÑECA

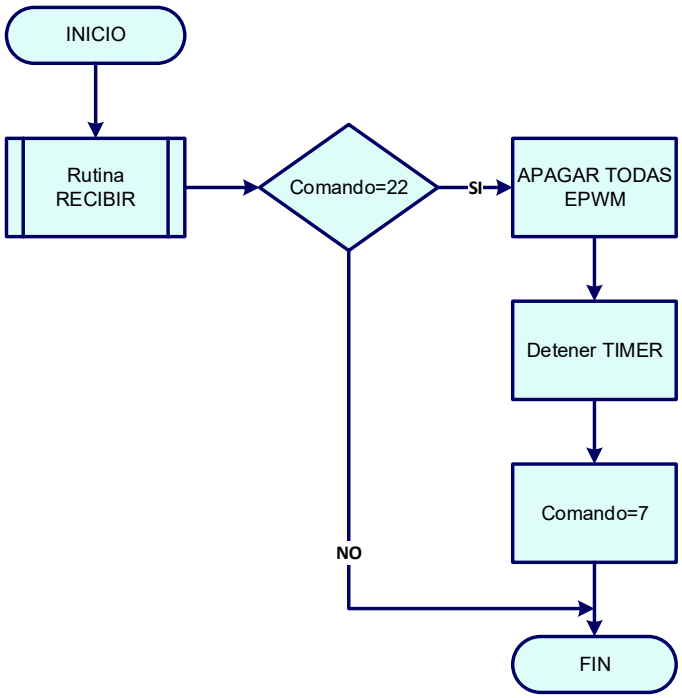


Figura 3.36. Subrutina de la opción Pausar en movimientos de la muñeca

La subrutina de pausar movimientos de la muñeca se muestra en el diagrama de flujo de la Figura 3.36. en la cual se detiene todas las EPWM de todos los motores y el timer con el cual se realiza el control en lazo cerrado.

3.9.18. SUBRUTINA DE LA OPCION FINALIZAR MOVIMIENTOS DE LA MUÑECA

La Figura 3.37. muestra el diagrama de flujo de la subrutina finalizar los movimientos de la muñeca. Se ubica en la posición inicial todos los motores, se reinician todas las variables y se detiene el timer con el cual se realiza el control.

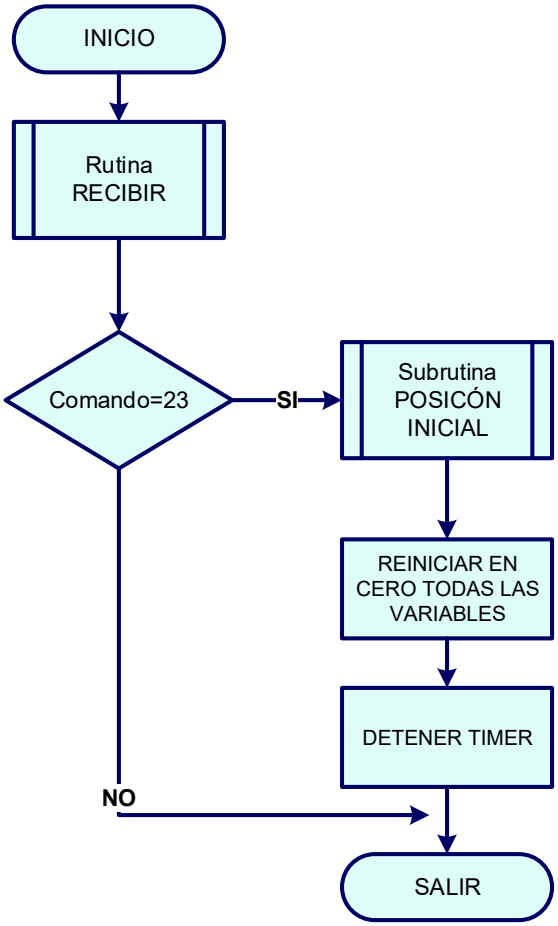


Figura 3.37. Subrutina de la opción Finalizar en movimientos de la muñeca

3.10. SOFTWARE DE CONTROL

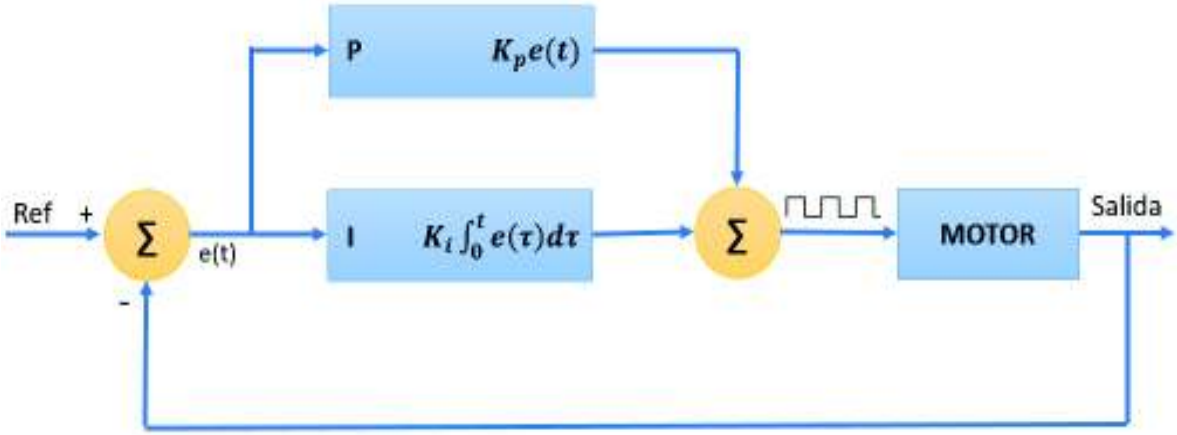


Figura 3.38. Lazo de control de velocidad de motores [4]

Para el lazo de control de velocidad de los movimientos que realiza el sistema de rehabilitación se implementa el PI mostrado en la Figura 3.38. el cual indica el lazo de realimentación del sistema de rehabilitación. La parte proporcional del controlador se encuentra mediante la expresión (3.5) la que indica que es igual al valor de la constante Kp [4] que ayuda a lograr el error en estado estacionario llegue a ser cero multiplicado por la señal de error.

$$P = Kp * e(t) \tag{3.5}$$

La señal de error definida según la ecuación (3.6) que es la diferencia que existe entre la referencia y la señal de salida del sistema, para este caso son valores que vienen del número de pulsos que vienen del Timer.

$$e(t) = Ref - y(t) \tag{3.6}$$

La parte integral del PI viene dada por la expresión (3.7), la cual indica que está en función de la integral y la constante integral Ki [4].

$$I = Ki * \int_0^t e(t)dt \tag{3.7}$$

Para la implementación del PI, se activa un Timer del microcontrolador que comprueba cada 250 ms (Tiempo de muestreo) la velocidad que tiene el motor. En este tiempo se lee el recorrido que realizó el motor con ayuda de los sensores, que son los potenciómetros lineales, se calcula la velocidad, se compara con los valores de referencia que se indican en la Tabla 3.6. y se modifica de acuerdo a estos valores el ancho de pulso de la PWM. Los valores de referencia son ingresados en el microcontrolador y pueden ser modificados únicamente mediante software.

Los valores de referencia corresponden únicamente a los motores DC, pues en el servomotor no se realiza control de velocidad, sino que se trabaja con dos frecuencias para la velocidad alta y baja y se realiza su control angular mediante la modificación del ancho de pulso de la PWM.

Tabla 3.6. Número de pulsos generados al recorrer diez grados de ángulo

Movimiento	Referencia de Velocidad Normal	Referencia de Velocidad Alta
Flexión del codo	8 RPM	10 RPM
Extensión del codo	8 RPM	10 RPM
Pronación de la muñeca	8 RPM	10 RPM
Supinación de la muñeca	8 RPM	10 RPM
Desviación radial muñeca	8 RPM	10 RPM
Desviación cubital muñeca	8 RPM	10 RPM

Los valores de las constantes Kp y Ki son encontrados de forma experimental, y se muestran en la Tabla 3.7. Se realizan seis controladores, pues son diferentes los valores de las constantes tanto al subir, bajar, girar hacia la izquierda o derecha. Estos valores son ingresados en el microcontrolador, son analizados y en base a la realimentación se establece un valor numérico que posteriormente modifica el ancho de pulso de la EPWM.

Tabla 3.7. Número de pulsos generados al recorrer diez grados de ángulo

Movimiento	Kp	Ki
Flexión del codo	1.00	0.01
Extensión del codo	0.98	0.03
Pronación de la muñeca	1.01	0.013
Supinación de la muñeca	1.01	0.02
Desviación radial muñeca	1.00	0.011
Desviación cubital muñeca	1.00	0.01

3.10.1. SUBRUTINA DE IMPLEMENTACIÓN DE PI

La subrutina de la implementación del PI para cualquier movimiento es la misma y es mostrada en la Figura 3.39. en la cual se ingresan los valores de referencia de velocidad para los motores DC. Se determina también el tiempo de muestreo, que es un valor fijo para todos los PI y se establecen los valores de las constantes que fueron encontradas de forma experimental, todos estos valores no pueden ser modificados en mediante el HMI, para acceder a ellos es necesario hacerlo mediante software.

Una vez que se ha cumplido el tiempo de muestro se lee la posición del motor mediante el sensor resistivo y se calcula la velocidad. Con este valor de velocidad y el valor de referencia ingresado se puede calcular el error de posición. Al multiplicar este error con la constante proporcional se obtiene la parte proporcional del controlador.

Para el valor integral se multiplica el error encontrado con el tiempo de muestreo y se suma el valor integral del tiempo anterior. Multiplicando tal valor, con la constante integral, se encuentra la parte integral del controlador.

Al sumar el proporcional con la integral se obtiene el valor del PI, el cual modifica el ancho de pulso de la señal de control de los motores.

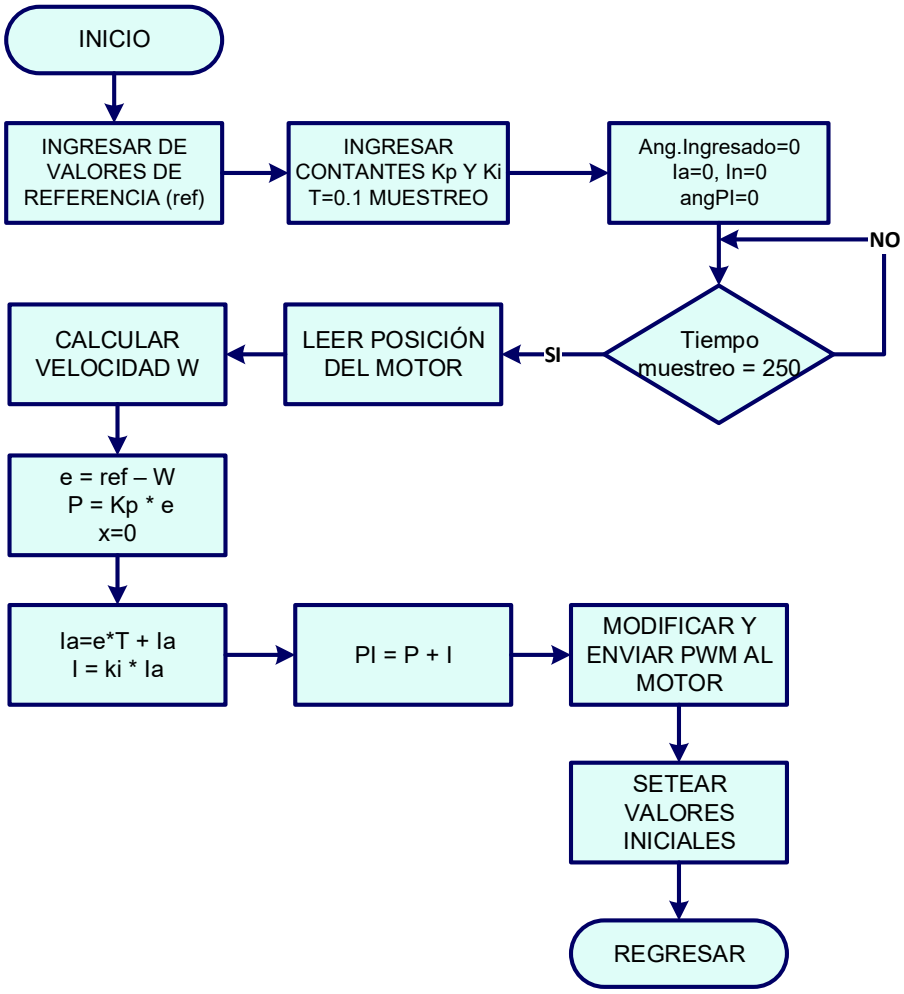


Figura 3.39. Diagrama de flujo de controlador PI de velocidad

CAPÍTULO 4

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE LA INTERFAZ GRÁFICA

En este capítulo se describe la interfaz gráfica de usuario desarrollada para realizar los diferentes movimientos de la muñeca y el codo, tanto para el lado izquierdo como para el derecho. También se presentan los componentes físicos empleados para implementar la interfaz de comunicación serial entre el usuario y el prototipo de rehabilitación.

En el HMI, el fisioterapeuta puede ingresar y configurar los parámetros de la sesión de ejercicios del rehabilitador, estos son: ángulo de giro, número de repeticiones, velocidad y la extremidad derecha o izquierda, también se incluye el nombre, la edad, peso y estatura de la persona en tratamiento, todo esto para conocer si la persona es apta o no para hacer uso del rehabilitador. Esta interfaz se desarrolla en un Raspberry Pi 3 Model B.

4.1. RASPBERRY PI 3

Raspberry Pi es un microordenador o computador de placa única (SBC) que presenta un procesador Broadcom, una memoria RAM, una GPU, puertos USB, HDMI, Ethernet, pines GPIO y un conector para cámara, estos puertos permiten conectar al microordenador a otros dispositivos como teclados, mouses y pantallas. Tiene todo lo necesario para ejecutar programas básicos como hojas de cálculo, texto y juegos, navegar por internet y programar. Esta plataforma no incluye memoria, por lo que para su almacenamiento se debe emplear una tarjeta de memoria microSD.

La Figura 4.1. muestra un Raspberry Pi 3 Model B, el cual presenta las siguientes características [61]:

- 4 puertos USB.
- 40 pines GPIO.
- Puerto Full HDMI.
- Puerto Ethernet.

- Conector combo compuesto de audio y vídeo de 3,5 mm.
- Interfaz de la cámara (CSI).
- Conector de pantalla (DSI).
- Ranura para tarjetas microSD
- Núcleo de gráficos VideoCore IV 3D.
- Procesador a 1,2 GHz de 64 bits con cuatro núcleos ARMv8.
- 1 GB de RAM
- 802.11n Wireless LAN.
- Bluetooth 4.1.
- Bluetooth Low Energy (BLE)
- Módulo de comunicación SPI
- Módulo de comunicación I2C
- Módulo de comunicación UART
- Fuente de alimentación 5V

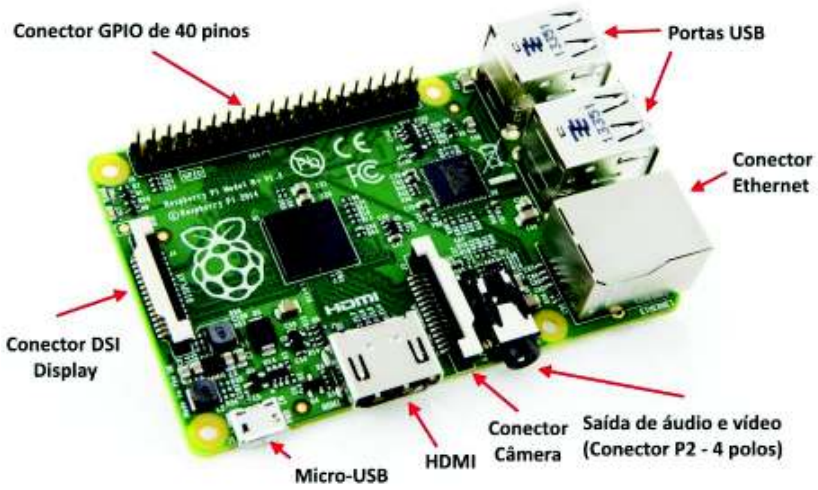


Figura 4.1. Raspberry Pi 3 Model B [61]

Entre los sistemas operativos disponibles para esta placa se encuentran: Raspbian, Arch Linux. RaspBMC, Pidora u openELEC, incluso se dispone de Windows 10 según la página web de Microsoft. Para el desarrollo de este proyecto, se emplea como sistema operativo a Raspbian [61].

4.1.1. CONECTOR PARA DISPLAY DSI

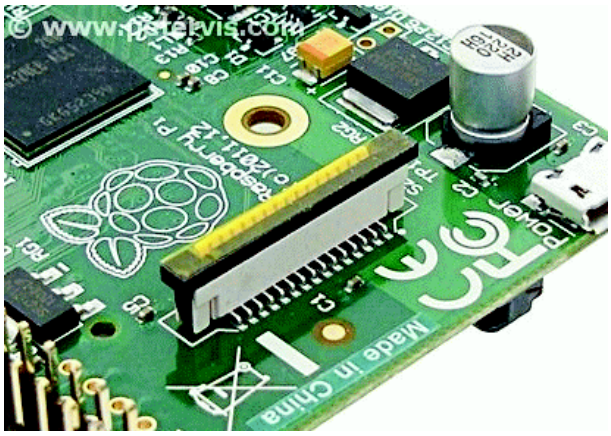


Figura 4.2. Conector DSI de Raspberry Pi 3 [61]

El conector DSI (Display Serial Interfaz) mostrado en la Figura 4.2. proporciona una interfaz de pantalla rápida de alta resolución dedicada a enviar datos de video directamente desde la GPU (Graphics Processing Unit) a una pantalla LCD compatible usando un cable plano de 15 pines [34].

Tabla 4.1. Función de cada uno de los pines del conector DSI [61]

PIN CONECTOR DSI	FUNCIÓN
1	GND
2	Data Lane 1 N
3	Data Lane 1 P
4	GND
5	Clock N
6	Clock P
7	GND
8	Data Lane 0 N
9	Data Lane 0 P
10	GND
11	
12	
13	GND
14	3.3V
15	3.3V

En la Tabla 4.1. se muestra la función de los pines del conector DSI. La conexión de estos pines es muy simple y cada conexión consiste en un par de pines que llevan el positivo y el negativo de una señal diferencial. Tal valor diferencial está en el orden de los 200mV.

Los pines 8 y 9 forman la línea de datos 0, los pines 2 y 3 forman la línea de datos 1 y los pines 5 y 6 son para la señal del reloj. Los datos usualmente se envían en una dirección desde el procesador hasta la pantalla.

4.1.2. PANTALLA TÁCTIL DE 7" PARA RASPBERRY PI

La Figura 4.3. muestra una pantalla táctil de 7" que se conecta con el Raspberry Pi 3. Esta pantalla táctil capacitiva tiene un tamaño de 155mm x 86mm, cuenta con una resolución de 800 x 480 pixeles y presenta un toque capacitivo de 10 dedos [61].

El envío de datos entre estos dos dispositivos se realiza mediante un conector de comunicación específico para pantallas (DSI) que presenta el Raspberry Pi y un cable plano; mientras que para alimentar la pantalla se conecta los pines de 5V y GND a los mismos pines de la tarjeta de programación.

Figura 4.3. Pantalla táctil de 7" [61]

Para su conexión con el Raspberry Pi tiene una tarjeta adaptadora mostrada en la Figura 4.4. que maneja la conversión de potencia y control. Para su uso únicamente

se requiere dos conexiones con el Raspberry PI, una con los pines GPIO de potencia y la otra con un cable plano que se conecta al puerto DSI.

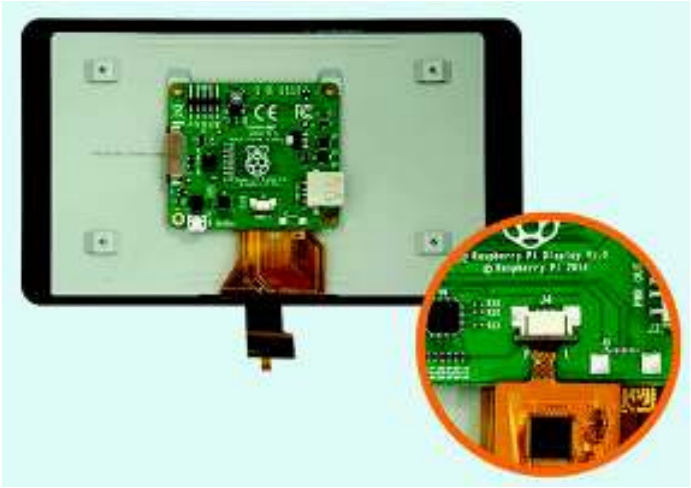


Figura 4.4. Placa adaptadora de pantalla táctil [61]

Con el fin de no emplear el Raspberry Pi 3 con un teclado y un mouse para su funcionamiento, se emplea una pantalla táctil de 7", la cual puede conectarse con Raspberry Pi A+ y B+, Raspberry Pi 2 Modelo B y Raspberry Pi 3 Modelo B

4.1.3. RASPBIAN

Figura 4.5. Sistema operativo Raspbery, Raspbian [61]

Es el sistema operativo oficial de Raspberry Pi y se muestra en la Figura 4.5. es una versión de Linux basada en Debian desarrollada especialmente para Raspberry. En su instalación incluye un software educativo para programación, un navegador web y una

librería para crear textos. Se puede instalar mediante Noobs, que es un sistema operativo de fácil uso que contiene Raspbian y otros sistemas operativos que se descargan y se instalan, o por medio de la descarga de la imagen del sistema operativo Raspbian [61].

4.1.4. QT CREATOR

Es un IDE (Entorno de Desarrollo Integrado) multiplataforma programado en C++ y creado para el desarrollo de aplicaciones con Interfaces Gráficas de Usuario (GUI). La interfaz de este programa se muestra en la Figura 4.6. es un software libre y para su instalación se debe descargar de su página oficial [62]. Puede ser instalado tanto en Linux, en Windows y en MACOS X, además cuenta con las siguientes características principales:

- Editor avanzado para C++.
- Diseñador de formularios (GUI) integrado.
- Herramientas para la administración y construcción de proyectos.
- Completado automático.
- Depurador visual [62]

Figura 4.6. IDE utilizado para el desarrollo de la interfaz gráfica [62].

.

4.2. INTERFAZ GRÁFICA DE MANEJO DEL SISTEMA DE REHABILITACION.

El HMI del sistema de rehabilitación presenta algunas pantallas que permiten mostrar información, realizar movimientos previos a la sesión de movimientos que sea requerida y también la sesión de movimientos del codo y la muñeca

4.2.1. PANTALLA PRINCIPAL DE LA INTERFAZ GRÁFICA

Para la configuración de los diferentes movimientos que realiza el rehabilitador se presenta inicialmente una pantalla principal que se muestra en la Figura 4.7. desde esta pantalla se puede acceder a diferentes opciones, tales como: información del uso del sistema de rehabilitación, pruebas del equipo de los diferentes movimientos, configuración de parámetros de los movimientos del codo y de la muñeca.

Figura 4.7. Pantalla principal del HMI

4.2.2. PANTALLA DE INFORMACIÓN

Figura 4.8. Ícono para acceder a información del HMI

Al pulsar el ícono que se muestra en la Figura 4.8. se presenta una pantalla de información acerca de los diferentes movimientos que se puede realizar en el sistema de rehabilitación. La pantalla de información se muestra en la Figura 4.9. donde se indica los valores de peso y altura que una persona debe tener para que pueda hacer uso del sistema, muestra también el movimiento del codo y los de la muñeca con sus respectivos ángulos máximos.

Figura 4.9. Pantalla de información

4.2.3. PANTALLA PARA PROBAR EL EQUIPO

Figura 4.10. Pantalla de prueba del sistema

Al seleccionar el botón que indica PROBAR EQUIPO se muestra una nueva pantalla, la misma que se encuentra en la Figura 4.10. e indica todos los movimientos que se puede realizar, conjuntamente con el número de repeticiones y el ángulo máximo de movimiento. Permite seleccionar también la velocidad y la extremidad a ser rehabilitada ya que en los movimientos de pronación – supinación y flexión – extensión de la muñeca éstos se invierten.

Al igual que en la sesión de ejercicios normal para la extremidad, en esta prueba se puede pausar los movimientos, en caso de retomar la sesión de prueba pausada se pulsa nuevamente el botón Iniciar, también es posible finalizar la sesión ingresada por el usuario en caso de requerirlo. Para ingresar a esta ventana no es necesario que los valores de peso y altura se encuentren dentro de los límites mínimo y máximo ya que los movimientos no se llevarán a cabo si el antebrazo se encuentra ubicado en el soporte, es decir, son pruebas que se realizan en vacío.

4.2.4. PANTALLA PARA CONFIGURACIÓN DE PARÁMETROS DE EJERCICIOS DEL CODO.

Figura 4.11. Ingreso de peso y altura en el HMI

Para configurar los parámetros que permiten los movimientos que realiza el rehabilitador, tanto para el codo como para la muñeca se verifica que el paciente sea apto para el uso del mismo, para ello se ingresa en la pantalla principal el peso y la altura del paciente, como se observa en la Figura 4.11. La altura debe estar entre 155 cm y 185 cm, mientras que el peso mínimo es de 55 kg y el máximo de 75 kg. Por defecto, estos datos se encuentran con un valor de 60 kg en peso y 165 cm en altura.

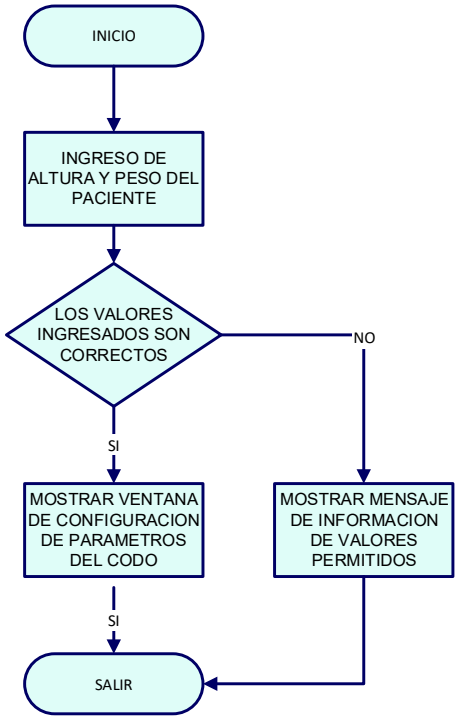


Figura 4.12. Diagrama de flujo de ingreso a la ventana de movimientos del codo

La Figura 4.12. muestra el diagrama de flujo que permite el acceso a la pantalla que permite la configuración de parámetros para los movimientos del codo. Una vez que se han ingresado los valores de peso y altura se selecciona el botón del codo y si los valores ingresados se encuentran dentro del rango establecido se permite el acceso a la ventana que se muestra en la Figura 4.13. caso contrario se niega el acceso a la configuración de parámetros y se muestra mensajes de información acerca de los valores permitidos tanto para el peso como para la altura

En la ventana de la Figura 4.13. el especialista ingresa el número de repeticiones de los ejercicios, el ángulo de movimiento y la velocidad con la que se desea trabajar. Una vez seleccionados estos parámetros el usuario puede iniciar la sesión de ejercicios presionando el botón que indica Iniciar

Figura 4.13. Pantalla de configuración de parámetros del codo.

La Figura 4.14. muestra el diagrama de flujo del inicio de la sesión de movimientos del codo. Se configura la comunicación serial para el intercambio de datos con el microcontrolador y se lee el estado del final de carrera ubicado en el soporte del antebrazo. Si el antebrazo se encuentra en la posición correcta el sistema presenta

carga, por lo que es posible leer y enviar los datos del HMI al microcontrolador y los movimientos iniciarán inmediatamente, caso contrario se muestra un mensaje de aviso el cual indica que el sistema no iniciará los movimientos mientras el antebrazo no se haya ubicado correctamente.

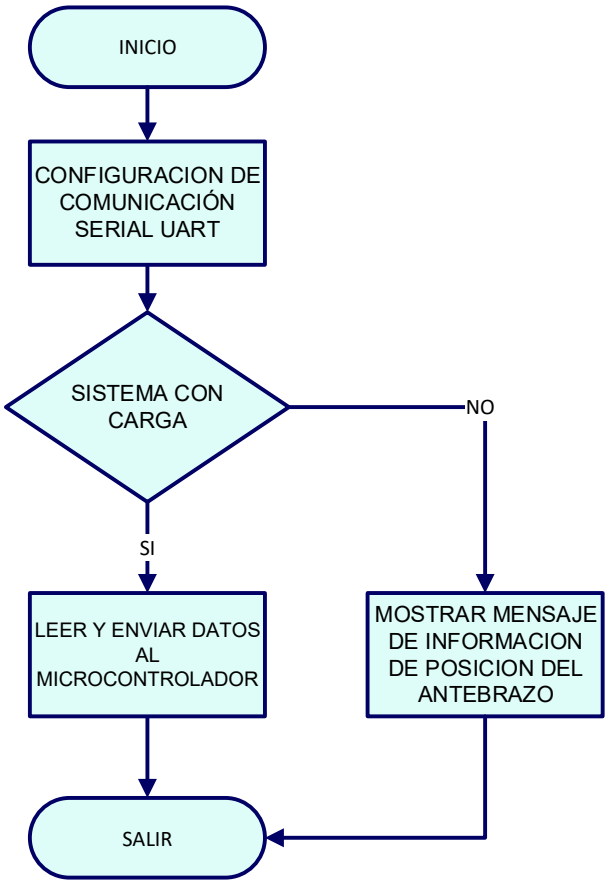


Figura 4.14. Diagrama de flujo de inicio de sesión de movimientos del codo

Una vez iniciada la sesión de ejercicios, ésta puede ser pausada en cualquier instante presionando el botón que indica Pausa, para reanudar la sesión de ejercicios se presiona el botón que indica Iniciar, con esto no se reinicia la sesión, se retorna a la misma con los valores ingresados al inicio de la configuración de parámetros.

La sesión puede ser finalizada o se anula con el botón que indica Finalizar. Al presionar este botón se da por terminada la sesión de ejercicios y se muestra un mensaje que se indica en la Figura 4.15.

Figura 4.15. Mensaje de sesión de ejercicios finalizada

Al finalizar la sesión de rehabilitación del codo, los valores ingresados para el número de repeticiones y el ángulo se colocan en cero, como se muestra en la Figura 4.16., además, el sistema mecánico regresa a su posición de inicio, cualquiera que haya sido su posición al presionar el botón que finaliza la sesión.

Figura 4.16. Valores de repeticiones y ángulo encerados al finalizar la sesión

Los valores pueden ser restablecidos al presionar el botón rosado que indica Restablecer. Esto permite que en los valores que corresponden al número de repeticiones y de ángulo de movimiento se restauren a los valores iniciales que corresponden a un número de repeticiones clásico y el ángulo máximo de movimiento.

Una vez finalizada la sesión de rehabilitación (no necesariamente), el especialista puede escribir en Observaciones cualquier comentario o nota de interés que pudo haberse presentado durante los ejercicios terapéuticos, tal como se muestra en la Figura 4.17. donde se indica el nombre del paciente, la fecha, el peso y la altura y un pequeño comentario respecto a la sesión de ejercicios realizada. Esto permite llevar un registro del avance del paciente ya que estas observaciones pueden ser guardadas.

Figura 4.17. Observaciones anotadas por el especialista

Para guardar las observaciones se presiona el botón Guardar, éste muestra una nueva ventana que se indica en la Figura 4.18. se selecciona el lugar donde se desea guardar el archivo, en este caso en el escritorio (Desktop) y se selecciona Create Folder.

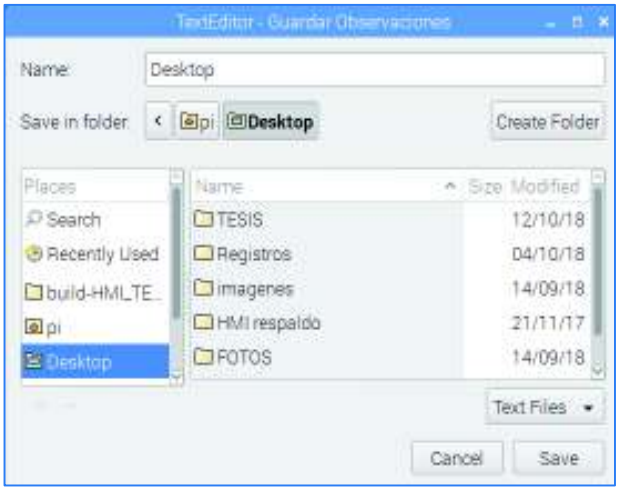


Figura 4.18. Ventana para crear carpetas para guardar registros

Se asigna un nombre a la capeta creada como se muestra en la Figura 4.19. en este ejemplo se asigna por facilidad los apellidos del paciente y posteriormente se proporciona un nombre al archivo que se va a guardar, para este ejemplo, por sencillez se coloca como nombre el número de la sesión de ejercicios que el paciente realizó (Sesión 1) y se puede guardar tantos reportes como el especialista requiera en la misma carpeta del paciente.

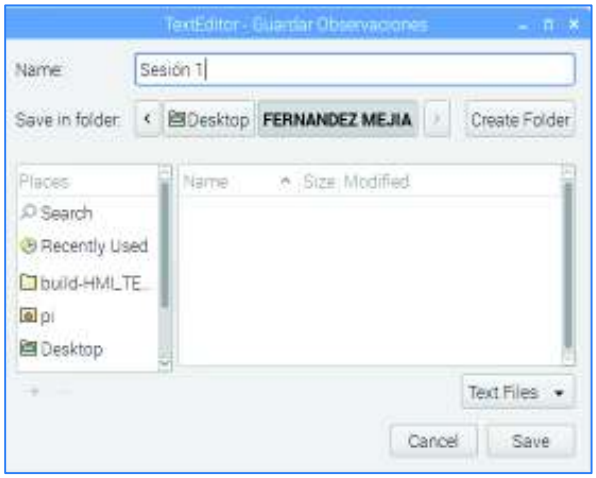


Figura 4.19. Ventana de ingreso de nombre del archivo a guardar

Para guardar el archivo con el nombre asignado y en el lugar escogido, se presiona el botón Save (Guardar). Aparecerá un mensaje de aviso, que se muestra en la Figura 4.20. indicando que el archivo se ha guardado.

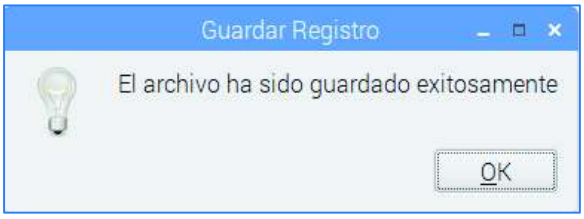


Figura 4.20. Mensaje de confirmación de reporte guardado

Los archivos se guardan en formato .txt los mismos que pueden ser leídos en cualquier momento sin necesidad de abrir el programa que contiene en HMI. La Figura 4.21. indica uno de los reportes guardados. Esto genera gran facilidad de transporte de los

archivos, puesto que pueden ser transportados a un computador normal y ser leídos sin ningún inconveniente.

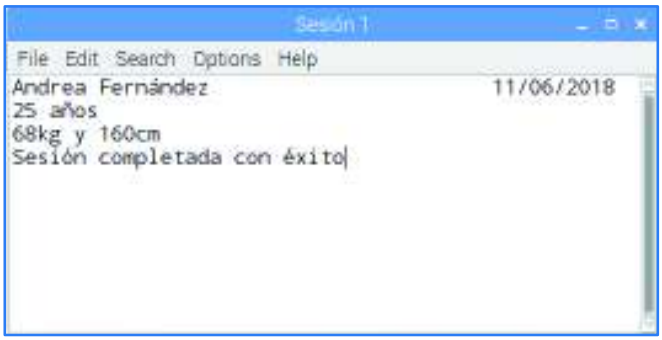


Figura 4.21. Archivo guardado en formato .txt

4.2.5. PANTALLA PARA CONFIGURACIÓN DE PARÁMETROS DE EJERCICIOS DE LA MUÑECA.

Figura 4.22. Pantalla de configuración de parámetros de la muñeca

Para acceder a la ventana de configuración de movimientos de la muñeca primero se verifica que el paciente sea apto para el uso del sistema de rehabilitación, para esto primero se ingresa el peso y al altura del paciente como se muestra en la Figura 4.11. a continuación se selecciona el botón que indica MUÑECA y si los valores ingresados

se encuentran dentro del rango establecido el programa muestra una ventana de configuración de parámetros que se muestra en la Figura 4.22. en caso contrario no se permite el acceso a tal ventana y se muestra mensajes de información acerca de los limites sobre los cuales el sistema debe operar.

El sistema de rehabilitación permite desarrollar tres ejercicios para la muñeca, los cuales deben ser configurados en número de repeticiones y en ángulo de movimiento. Por defecto estos parámetros se encuentran con valores característicos de una sesión de movimientos normal, pero pueden ser modificadas si el especialista así lo requiere. Se selecciona la velocidad, que puede ser normal o alta y se selecciona también la extremidad (Derecha o Izquierda) que va a ser rehabilitada, debido a que se invierten los movimientos de pronación - supinación y flexión – extensión dependiendo de la extremidad escogida.

La sesión de movimientos inicia una vez que el especialista presiona el botón verde que indica Iniciar y que el sistema verifica que el paciente ha colocado su antebrazo en el soporte de manera que presione el final de carrera que indica que el sistema no se encuentra en vacío. En caso de que el paciente no haya colocado su antebrazo en el soporte se muestra un mensaje de aviso indicando que el paciente no ha colocado su extremidad en la posición indicada o que lo ha colocado incorrectamente.

La sesión de ejercicios puede ser pausada en cualquier momento si se presiona el botón rojo que indica Pausa, se puede retornar a la sesión que ya se había configurado presionando el botón verde que indica Iniciar, esto no reinicia la sesión en la que se ha estado trabajando, simplemente la detiene ante cualquier situación que el paciente o el especialista lo requiera.

Para finalizar la sesión de movimientos iniciada se presiona el botón azul que indica Finalizar, a continuación se presenta un mensaje de indica que la sesión ha sido finalizada. Con esto el sistema mecánico retorna a su posición de inicio y todos los valores de los movimientos que han sido previamente configurados se reinician a un valor de cero, de tal forma que el especialista pueda configurar nuevamente la sesión de ejercicios o la puede restablecer presionando el botón que indica Restablecer, con

esto los valores de repeticiones y ángulo de cada uno de los movimientos vuelven a ser los característicos en una sesión de movimientos.

Figura 4.23. Pantalla de configuración de parámetros de la muñeca

Para guardar la información que ha sido relevante durante la sesión de ejercicios del paciente, el especialista anota en Observaciones los comentarios que desee notificar, tal como se observa en la Figura 4.23., seguidamente se presiona el botón que indica Guardar.

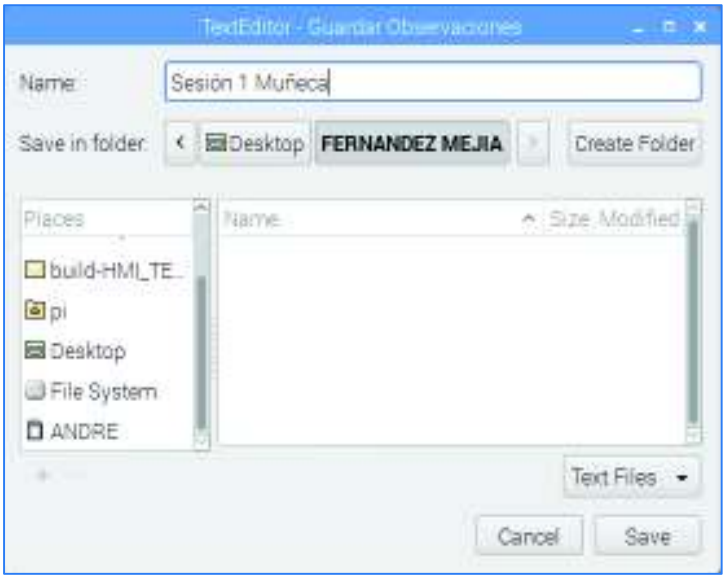


Figura 4.24. Ventana para guardar un archivo

La Figura 4.24. se muestra la ventana desde la cual se puede seleccionar el lugar donde se desea guardar el archivo. De ser necesario, se puede crear una nueva carpeta y guardar el archivo en la misma. Se asigna un nombre al archivo y se selecciona el botón Save (Guardar). Finalmente se muestra un mensaje de información indicando que el archivo ha sido guardado con éxito.

El archivo se guarda en formato .txt como se indica en la Figura 4.25. y el especialista puede hacer uso de esta información las veces que lo requiera ya que el archivo puede ser leído en cualquier momento.

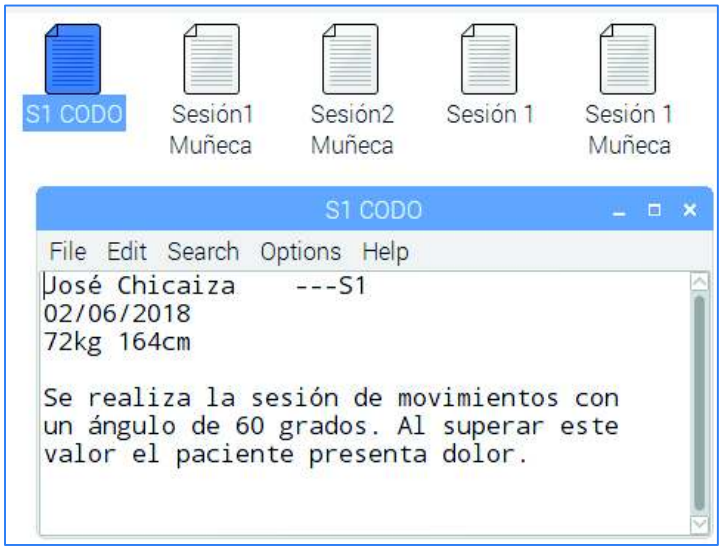


Figura 4.25. Registro de actividades guardado en formato .txt

CAPITULO 5

PRUEBAS Y RESULTADOS

En este capítulo se presenta las pruebas realizadas al sistema de rehabilitación implementado verificando el cumplimiento de los objetivos planteados. Se verifica en primera instancia que el sistema mecánico se adapte a las diferentes dimensiones de los segmentos del antebrazo de cada usuario, dado que estos varían con la estatura de los pacientes. Esto se logra moviendo la barra deslizante que se encuentra en los laterales del sistema de rehabilitación.

Se realiza pruebas de envío de datos desde el HMI hasta la plataforma de programación de Texas Instrument. Se realizan varias pruebas para el control en lazo cerrado de la velocidad debido a que los parámetros de control se realizaron de forma heurística.

5.1. PRUEBAS DE ADAPTACIÓN DEL SISTEMA MECÁNICO

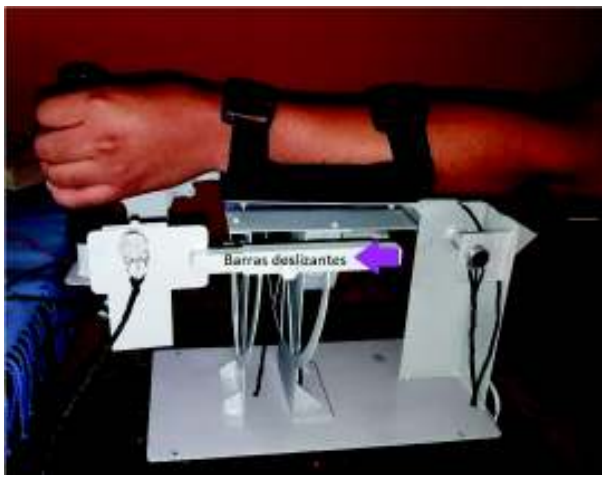


Figura 5.1. Barras de deslizamiento del sistema mecánico.

El sistema mecánico cuenta con barras de deslizamiento que permiten ajustar la longitud del antebrazo para alcanzar la palanca. Figura 5.1. muestra las barras deslizantes en una persona de 168 cm de altura. La estructura se alarga o se contrae según la necesidad del paciente.

Se verificó también la posición de agarre de la mano en la palanca del sistema. La Figura 5.2. muestra la posición mencionada y el ajuste de las correas en el antebrazo permiten una mejor adaptación del antebrazo en su soporte mecanico.

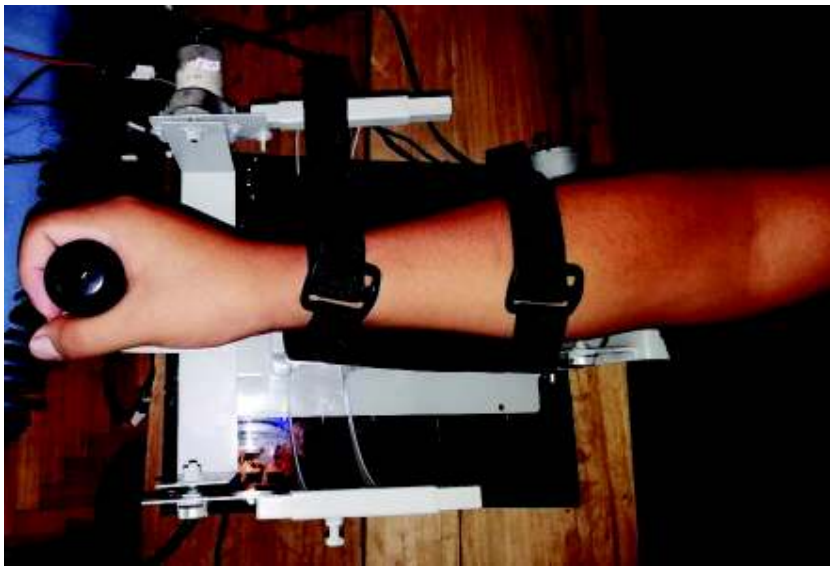


Figura 5.2. Posición de agarre de la mano.

También se verificó que mientras el antebrazo del usuario no se encuentre en la cama móvil no se realizan los ejercicios, puesto que estos solo ejecutan una vez que el final de carrera es presionado por el usuario. La única alternativa con la que el sistema de rehabilitación puede realizar algún movimiento es cuando se selecciona en el HMI la opción de “Probar Equipo”, de esta manera se realizan las pruebas en vacío.

5.2. PRUEBAS DE CONTROL DE POSICIÓN ANGULAR DE LOS MOVIMIENTOS

La posición angular de los motores DC fueron realizados mediante potenciómetros lineales, esto se cumple para los movimientos de flexión – extensión del codo, pronación – supinación y desviación radial – cubital de la muñeca, mientras que para el movimiento de flexión – extensión de la misma se realizó mediante un servomotor.

Figura 5.3. Goniómetro para medidas de ángulos [63]

Existen diferentes herramientas para realizar medidas de ángulos como por ejemplo graduadores, sextantes, inclinó metros, goniómetros, etc. Para este proyecto se seleccionó como instrumento de medida el goniómetro mostrado en la Figura 5.3. es de la marca HIRes, presenta una forma de semicírculo y se encuentra graduado en grados (º) [63]. De acuerdo a la tolerancia que presentan los potenciómetros se determinó que para este proyecto el error de posición angular sea de ±7%.

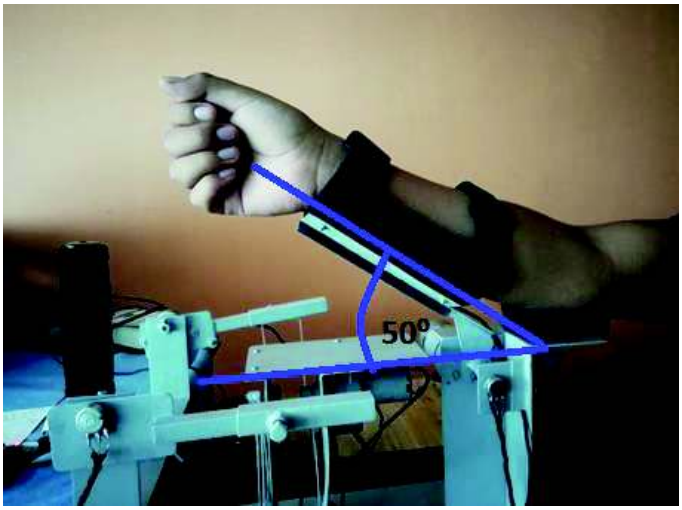


Figura 5.4. Posición del movimiento de flexión del codo.

Para las pruebas de medición de los ángulos de los diferentes ejercicios se realizó pruebas a 5 diferentes personas con diferentes pesos y alturas que se encuentran

dentro de los siguientes valores: Peso: 50kg a 80 kg, Altura: (150cm a 180cm), y se midió con ayuda de un goniómetro los ángulos de los diferentes movimientos que realizan los motores DC. La Figura 5.4. muestra la medición del ángulo de flexión del codo con un ángulo de 50°.

La Tabla 5.1. muestra el error que se obtiene al medir el movimiento de flexión del codo, ya que el movimiento de extensión siempre será cero. Se realiza mediciones cada 15° y se los compara con el set point, el cual es un valor fijo y conocido, y con estos valores se realiza el cálculo del error empleando la expresión (5.1).

$$\varepsilon(\%) = \frac{|V_m - V_r|}{Vm} * 100\% \qquad (5.1)$$

Donde:

$\varepsilon(\%) = Error\ relativo$

$V_m = Valor\ medido$

$V_r = Valor\ real$

Ejemplo:

$$\varepsilon(\%) = \frac{|52 - 50|}{52} * 100\%$$

$$\varepsilon(\%) = 3.85$$

Tabla 5.1. Error relativo del movimiento de flexión del codo.

ANGULO INGRESADO POR HMI (º)	ÁNGULO MEDIDO (º)	ERROR (%)
30	29	2.44
45	44	2.27

60	58	3.44
75	73	2.73
85	83	2.35

La Tabla 5.2. muestra el error relativo que se presenta en los movimientos de pronación supinación de la muñeca a diferentes ángulos. Tabla 5.3. muestra el error que existe en el ángulo de giro de los movimientos de desviación radial – cubita y la Tabla 5.4. muestra el error que se presenta en los movimientos de flexión – exención de la muñeca.

Tabla 5.2. Error relativo de los movimientos de pronación – supinación.

MOVIMIENTO	ANGULO INGRESADO POR HMI (º)	ÁNGULO MEDIDO (º)	ERROR (%)
PRONACIÓN	15	16	6.25
	60	61	1.63
	70	68	2.94
SUPINACIÓN	20	21	4.76
	25	24	4.16
	50	49	2

Tabla 5.3. Error relativo de los movimientos de desviación radial - cubital

MOVIMIENTO	ANGULO INGRESADO POR HMI (º)	ÁNGULO MEDIDO (º)	ERROR (%)
	10	12	16.66

DESIACIÓN RADIAL	15	14	7.14
DESVIACION CUBITAL	15	16	6.25
	30	32	6.25

Tabla 5.4. Error relativo de los movimientos de flexión – extensión de la muñeca

MOVIMIENTO	ANGULO INGRESADO POR HMI (º)	ÁNGULO MEDIDO (º)	ERROR (%)
FLEXIÓN	25	27	7.40
	35	36	2.77
	70	71	1.40
EXTENSIÓN	15	16	6.25
	25	26	3.84
	50	51	1.96

Como se observa en los resultados obtenidos, se tiene un mayor porcentaje de error al ser los ángulos de movimientos más pequeños, pero estos valores se encuentran dentro del rango que se había establecido de tolerancia debido a los sensores utilizados. En el movimiento de desviación radial – cubital de la muñeca es donde se tiene un mayor error, ya que los movimientos presentan ángulos no mayores a los 30º.

5.3. PRUEBAS DE CONTROL DE VELOCIDAD DE LOS MOVIMIENTOS

Para realizar las pruebas de velocidad de los movimientos se hizo uso del modo captura que tiene el microcontrolador, de esta manera se puede tener un valor de tiempo al realizar un determinado movimiento con un cierto ángulo de giro, con estos datos se verifica la velocidad de movimiento. E base a esto se puede establecer los valores que se encuentran en la Tabla 5.5. en la cual se indica el valor de error que se tiene al girar el ángulo completo en los movimientos de flexión – extensión del codo. Lo mismo sucede con la Tabla 5.6., Tabla 5.7. y la Tabla 5.8. que indican los errores de los movimientos de pronación – supinación, desviación radial – cubital y flexión – extensión de la muñeca.

Tabla 5.5. Error relativo de los movimientos de flexión – extensión del codo.

MOVIMIENTO	TIEMPO MEDIDO (S)	TIEMPO Uc (s)	ERROR (%)
FLEXIÓN	1.98	2.02	1.98
EXTENSIÓN	1.78	1.75	1.71

Tabla 5.6. Error relativo de los movimientos de pronación – supinación de la muñeca.

MOVIMIENTO	TIEMPO MEDIDO (S)	TIEMPO Uc (s)	ERROR (%)
PRONACIÓN	2.53	2.55	1
SUPINACIÓN	2.48	2.53	1.97

Tabla 5.7. Error relativo de los movimientos de desviación radial – cubital de la muñeca.

MOVIMIENTO	TIEMPO MEDIDO (S)	TIEMPO Uc (s)	ERROR (%)
RADIAL	0.43	0.45	4.44
CUBITAL	0.65	0.68	4.41

Tabla 5.8. Error relativo de los movimientos de Flexión – Extensión de la muñeca.

MOVIMIENTO	TIEMPO MEDIDO (S)	TIEMPO Uc (s)	ERROR (%)
FLEXIÓN	1.88	1.92	2.08
EXTENSIÓN	1.90	1.95	2.56

Como se puede observar los valores de los errores son pequeños, el error que se presenta en los movimientos de flexión – extensión de la muñeca son mayores debido a que no se realiza un control en lazo cerrado ya que se utiliza un servomotor para su funcionamiento.

CAPÍTULO 6

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

6.1. CONCLUSIONES

- Las técnicas de rehabilitación manuales que se utilizan en terapia ocupacional requieren de supervisión constante y gran esfuerzo por parte del especialista, a diferencia de los equipos o sistemas electrónicos de rehabilitación que permiten realizar a varios pacientes las rutinas de ejercicios en un mismo intervalo de tiempo, disminuyendo al especialista el cansancio desarrollado en una jornada laboral normal.
- El análisis de los diferentes movimientos que realizan las extremidades superiores e inferiores se hace menos complicado al analizarlos como un sistema de elementos rígidos en el cual se considera a las articulaciones como pivotes y a los segmentos corporales como eslabones.
- Para la implementación de un sistema mecánico de la naturaleza del implementado, el gran reto fue incorporar los cuatro movimientos en una sola estructura que los haga posible. La dificultad radicó tanto en el diseño mecánico así como también en utilización de materiales adecuados que sean livianos y resistentes al mismo tiempo.
- La utilización de un servomotor en una estructura limitada mecánicamente y que requiere de control de posición angular fue una solución para el problema que se presentó en el acoplamiento del sensor resistivo y el motor DC con caja reductora que permitían realizar los movimientos de flexión – extensión de la muñeca, ya que al utilizar el servomotor se eliminó el acoplamiento mecánico complicado que se presentó y se realizó el control angular mediante el control de la señal de control.

- El control angular se realizó mediante el uso de potenciómetros resistivos, que actúan de forma lineal, se comprobó mediante varias pruebas que el error de posición se encuentra dentro del error que se había establecido.
- El raspberry Pi es una plataforma completamente útil para el desarrollo de interfaces gráficas, pues tiene un software que es gratuito y libre, por lo que el sistema implementado se puede dejar en código abierto para realizar futuras mejoras e implementar nuevos procesos. Además que junto a un pantalla táctil la convierten en una Tablet, teniendo que prescindir de elementos como un mouse y un teclado.
- La plataforma de programación de Texas Instruments es también un software libre, por lo que un código abierto puede ser muy beneficioso, pues el sistema desarrollado es un dispositivo que puede ser mejorado en varios aspectos, además que se puede implementar diferentes procesos.
- Muchos sensores y actuadores pudieron haber sido utilizados, pues presentaban características que los volvían más robustos y más precisos, pero esto conlleva un valor económico también mucho más alto. Por lo que se optó por utilizar los que fueron accesibles y cumplían con las características que cada uno de los movimientos requería
- Se realizaron pruebas del sistema implementado con personas que no sufran algún tipo de discapacidad y se comprobó que los movimientos realizados fueron naturales y el usuario no tuvo que realizar ningún tipo de esfuerzo para que el sistema ejecute algún movimiento.

6.2. RECOMENDACIONES

- Se recomienda seguir los pasos de funcionamiento para evitar accidentes que puedan perjudicar de cualquier manera al paciente.
- En este proyecto se puede incorporar otros sensores para medir la posición angular y de esta manera tener un mejor control de la posición angular de cada movimiento. Además se puede realizar los mismos ejercicios con motores que

presentan realimentación de fuerza, de esta manera se podría calcular la fuerza muscular del usuario.

- Para este tipo de proyectos se recomienda emplear acero inoxidable para la construcción del sistema mecánico, ya que es uno de los materiales más livianos que existe y evita la oxidación que se presenta en los otros materiales.
- Se recomienda realizar mantenimiento del sistema implementado tanto en hardware como en software, en las variables de control, pues con el tiempo éstas pueden requerir de ajustes con el paso del tiempo.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1] V. Muñoz, «La Automática y la Robótica Aplicada a la Medicina,» de *I Workshop Español de Robótica ROBOT 2007*, Málaga.: Universidad de Málaga, Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática, 2007.

[2] CONADIS, «Estadísticas de Discapacidad,», 2013 [En línea]. Available: http://www.consejodiscapacidades.gob.ec/.

[3] H. D. Lima, Análisis Cinemático de un Exoesqueleto para Rehabilitación del Miembro Superior, Madrid: Universidad Politécnica de Madrid, 2016.

[4] A. Lugo, A. LugoDiseño Robótico de una Exoesqueleto Pediátrico de Miembro Superior Basado en Criterios Clínicos y Antropomórficos para Análisis de Movimiento y Rehabilitación, México: Coahuila de Zaragoza.: Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional, 2013.

[5] R. Gutierrez, P. Niño, O. Avilles y F. Venegas, «Exoesqueleto Mecatrónico para Rehabilitación Motora,» de *VIII Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica*, Perú: Cusco, 2017.

[6] E. Napa, «Sistema Ósea de la Extremidad Superior», 2015 [En línea]. Available: http://mirevistamedica.net/documents/ANATOMIA_PDF/PDF_MSUP/1-0OSTEOLOGIADEMIEMBROSUPERIOR2014-I.pdf.

[7] J. García, Modulo de Bases Anatómicas y Fisiológicas del Deporte: Extremidad Superior, Oviedo.: Universidad de Oviedo, 2009.

[8] C. Pérez, Esqueleto del Miembro Superior, Bogotá.: Universidad de Los Andes, Facultad de Medicina, Departamento de Ciencias Morfológicas, 2008.

[9] M. Burbano, Articulación del Codo, Antebrazo y Muñeca, Universidad Libre Colombia.: Facultad de Ciencias de la Salud, 2015.

[10] J. Ambrosiani, Anatomía Humana: Músculos del Miembro Superior, Sevilla.: Universidad de Sevilla, Departamento de Anatomía y Embriología Humana, 2006.

[11] S. Antuña, Biomecánica del Codo, España: Departamento de Cirugía y Especialidades Médico - Quirúrgicas. Hospital Valle del Nalón, 2014.

[12] L. Arias, Biomecánica y Patrones Funcionales de la Mano, Bogotá.: Universidad Nacional de Colombia, Facultad de Medicina, Departamento de Morfología, 2012.

[13] S. Brent, Lesiones de Muñeca y Mano, España.: Elsevier, 2012.

[14] S. Hernández, Medicina de Rehabilitación: Extremidad Superior, Cuba.: Infomed Especialidades, 2011.

[15] Organización Mundial de la Salud, «Discapacidades y Rehabilitación: Informe Mundial sobre la Discapacidad,», 2015. [En línea]. Available: http://www.who.int/disabilities/es/.

[16] A. Velasco, Conceptos Básicos en Rehabilitación, Barquisimeto, Venezuela.: Universidad Centroccidental Lisandro Alvarado, Decanato de Medicina, 2000.

[17] O. González, M. Peña y J. Várguez, Exoesqueleto robótico para rehabilitación de miembro superior, México: Instituto Politécnico Nacional: Departamento de Ingeniería en Control y Automatización, 2012.

[18] L. Vergara, Medicina Física y Rehabilitación, Santiago, Chile.: Hospital Clínico Universidad de Chile, Servicio de Medicina Física y Rehabilitación, 2009.

[19] R. Miralles, Rehabilitación y Órtesis de la Extremidad Superior, Tarragona.: Universidad Rovira, 2010.

[20] M. López, Cinesiterapia y Ejercicio Físico, Sevilla.: Universidad Pablo de Olavide, 2014.

[21] M. López, «Técnicas de Rehabilitacion para la Articulación del Codo,» [En línea]. Available: https://www.vitonica.com/fisioterapia/cinesiterapia-movimiento-para-mejorar-la-salud.

[22] O. Achiadi, Fisioterapia: Termoterapia Superficial, Chile.: Pontificia Universidad Católica de Valparaíso, 2011.

[23] A. Capote, Y. López y T. Bravo, Termoterapia: Agentes Físicos, La Habana: Cuba: Ciencias Médicas, 2009.

[24] J. Pazos y A. González, Técnicas de Hidroterapia: Hidrocinesiterapia, EEUU.: Universidad de Vigo: 2002.

[25] M. Batista, E. Motillo y A. Panansiuk, «Hidroterapia,» [En línea]. Available: https://www.ergofisa.com/docencia/Hidroterapia.cap%2012.%202008.pdf.

[26] J. Tapia, «Magnetoterapia Biomagnetismo Terapéutico,» [En línea]. Available: https://parbiomagneticoimanes.files.wordpress.com/2014/03/biomagnetismo_bases_200.pdf.

[27] C. Arce, Magnetoterapia: Agentes Físicos, Perú, 2005.

[28] J. Ayala, G. Urriolagoitia, B. Romero, C. Torres y L. Aguilar, Mechanical design of an exoskeleton for upper limb rehabilitation, Mexico D.F.: Instituto Politécnico Nacional, 2015.

[29] R. Barea, Ingeniería Biomédica, Madrid.: Universidad de Alcalá, Departamento de Electrónica, 2014.

[30] Consejo Superior de Investigaciones Científicas, «Introducción a los Sensores,» Madrid, 2014.

[31] Área Tecnología , «Conceptos Básicos de Electrónica,» [En línea]. Available: ttp://www.areatecnologia.com/electronica/potenciometro.html.

[32] 5Hertz, «Acelerómetros Digitales» [En línea]. Available: http://5hertz.com.

[33] Rockwell Automation, «Actuadores Eléctricos», 2016. [En línea]. Available: http://ab.rockwellautomation.com.

[34] R. González, «Control y Robótica. Fundamentos de robótica,» Valladolid, 2009.

[35] FESTO, « Actuadores Hidráulicos,» [En línea]. Available: www.festo.com .

[36] J. Alonso, S. Blanco, R. Escribano, B. González, S. Pascual y A. Rodríguez, Tecnologías de la Información y de la Comunicación, Valladolid: España, 2014.

[37] F. Rodriguez, Robótica, Lambayeque.: Universidad Nacional Pedro Luis Gallo, 2011.

[38] R. Sánchez, Ingeniería de Máquinas, Accionamientos y Actuadores Eléctricos, Huelva, España.: Universidad de Huelva, Departamento de Ingeniería Minera, Mecánica y Energética, 2008.

[39] D. Galeano, Robótica Médica, Paraguay, Asunción.: Universidad Católica Nuestra Señora de la Asunción, 2014.

[40] O. Vivas, Aplicaciones de la Robótica al Campo de la Medicina, Colombia, Popayán.: Universidad del Cauca, Departamento de Electrónica, Instrumentación y Control, 2007.

[41] A. Barrientos, Robótica en Medicina, Madrid.: Universidad Politécnica de Madrid, 2012.

[42] J. Grosso y D. Tibaduiza, Diseño conceptual de un exoesqueleto para asistir la rehabilitación de miembro inferior, Colombia: Universidad Autónoma de Bucaramanga, 2009.

[43] A. Ruiz, Sistema robótico multimodal para análisis y estudios en biomecánica, movimiento humano y control neuromotor, Leganés.: Universidad Carlos III de Madrid, 2008.

[44] Medicina Artificial,Robótica Aplicada a la Medicina, 2011. [En línea]. Available: http://medicinartificial.blogspot.com/2010/10/la-robotica-y-la-salud-robotica.html.

[45] Hospitales Nisa, «Aprender a Caminar de Nuevo. Eficacia y Funcionamiento del robot Lokomat», Valencia.: España, 2014

[46] B. Martínez, Wrist Gimbal Rehab Robot, New York: E.E.U.U, 2014. [En línea]. Available: https://vimeo.com/69814748.

[47] D. Lynch, D. Williams y J. Celestino, Robot con ayuda de Neurorrehabilitación: un Robot para la Rehabilitación de la Muñeca, Biblioteca Nacional de Medicina de los E.E.U.U., 2009.

[48] M. Camacho, Exoesqueleto Antropomórfico para la Rehabilitación de las Extremidades Superiores, Tudela.: Universidad Pública de Navarra, 2016.

[49] A. Gómez, Diseño de una plataforma software interactiva para la simulación cinemática de robots manipuladores en entorno MATLAB, España, Sevilla.:

Universidad de Sevilla, Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática, 2008.

[50] J. Rojas, I. Mahla, G. Muñoz y D. Castro, Diseño de un sistema robótico cartesiano para aplicaciones industriales, Chile, Santiago.: Universidad de Sevilla, Departamento de Ingeniería Eléctrica, 2003.

[51] Texas. Instruments, « Microcontrolador Piccolo TMS32F20827F,» [En línea]. Available: http://www.ti.com/tool/LAUNCHXL-F28027.

[52] P. Vallejo y J. Zambrano, Física Vectorial 1, Quito: Rodin, 2009.

[53] J. Farina, L. Grigioni, M. Palmeguini, Movimiento Circular, Argentina.: Universidad Nacional del Rosario, 2014.

[54] ElectronicosCaldas, «TowerPro MG995 Servomotor,» datasheet, [En línea]. Available: https://www.electronicoscaldas.com/datasheet/MG995_Tower-Pro.pdf.

[55] Crouzet Motors, DC Gear Motor, datasheet, 2016.

[56] Kysan Electronics, DC Gear Motor, datasheet, 2016.

[57] Bourns Pro Audio, Rotary Linear Potentiometer, datasheet, 2016.

[58] Raspberry Pi, «Características y Funcionamiento de Raspberry Pi 3,» [En línea]. Available: https://www.raspberrypi.org

[59] Texas Instruments, Piccolo F28027F Techincal Reference, datasheet, 2015.

[60] M. J. y M. González , Álgebra Elemental Moderna, 2015.

[61] Ardubritronics, «Ardubitronics,» Raspberry PI Touch Display, [En línea]. Available: https://www.ardubitronics.com/raspberry-pi/67-raspberry-pi-touch-display.html.

[62] Qt, «Qt,» [En línea]. Available: https://www.qt.io/qt-features-libraries-apis-tools-and-ide/.

[63] Goniometro.net, «Goniómetros Médicos, Análisis de los datos en Biomecánica», 2014. [En línea]. Available: https://www.goniometro.net/medico/.

ANEXO A
MANUAL DE USUARIO

Contenido

1. DESCRIPCIÓN DEL EQUIPO A-3

2. ESTRUCTURA MECÁNICA A-3

3. INGRESO AL HMI A-4

3.1. INFORMACION DEL EQUIPO A-4

3.2. TEST DEL EQUIPO A-6

3.3. SESIÓN DE MOVIMIENTOS DEL CODO A-7

3.4. SESION DE MOVIMIENTOS DE LA MUÑECA. A-9

4. MANTENIMIENTO DEL EQUIPO A-10

4.1. MANTENIMIENTO MECÁNICO A-10

4.2. MANTENIMIENTO ELECTRÓNICO A-11

4.3. MANTENIMIENTO DE SOFTWARE A-12

1. DESCRIPCIÓN DEL EQUIPO

El prototipo desarrollado es un sistema de rehabilitación para codo y muñeca. Presenta un grado de libertad para el codo (flexión - extensión) y tres para la muñeca (pronación – supinación, desviación radial – cubital y flexión – extensión).

El quipo implementado consta de un HMI desde el cual se configura ciertos parámetros como el número de repeticiones, el ángulo de movimiento, la velocidad y la extremidad (sea derecha o izquierda) a ser rehabilitada. El equipo también presenta una estructura mecánica en la cual el usuario apoya el antebrazo y la muñeca adopta una posición de agarre, permitiendo de esta manera realizar los movimientos de las articulaciones del codo y de la muñeca.

2. ESTRUCTURA MECÁNICA

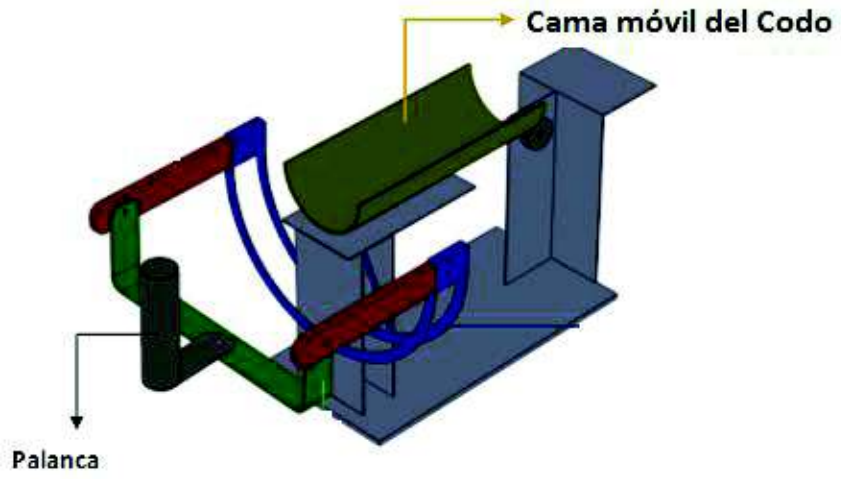


Figura A.1. Ventana Principal del HMI

La Figura A.1. muestra la estructura mecánica implementada, en la cual se observa la cama móvil que permite realizar los movimientos de flexión – extensión del codo y sobre la cual se encuentra ubicado un final de carrera que permite detectar si el equipo se encuentra con o sin carga.

Presenta también una palanca, con la cual la mano toma la posición de agarre y permite realizar los tres grados de libertad que corresponden a la muñeca.

3. INGRESO AL HMI

En el HMI se tiene cuatro opciones principales que se muestran en la Figura A.2.:

- Información del equipo
- Test del equipo
- Sesión de movimientos del codo
- Sesión de movimientos de la muñeca

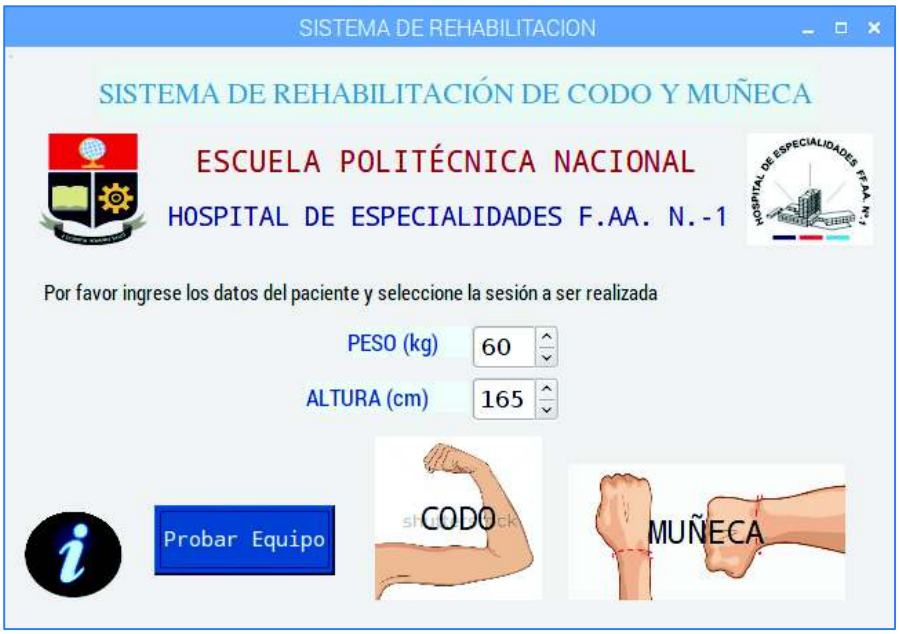


Figura A.2. Ventana Principal del HMI

3.1. INFORMACION DEL EQUIPO

Figura A.3. Ícono de acceso a Información del equipo

Para obtener información acerca del equipo a utilizarse, ingresa al icono que se muestra en la Figura A.3. la cual permite el ingreso a una nueva ventana que se muestra en la Figura A.4.

La ventana de información indica que para acceder a la sesión de movimientos del codo o de la muñeca se ingresa dos parámetros importantes, que son el peso y la altura del paciente. Estos valores deben estar dentro del rango permitido, caso contrario los movimientos no se desarrollarán plenamente. Esta ventana muestra también los movimientos que se pueden realizar del codo y de la muñeca y el rango de ángulos dentro de los cuales éstos se desarrollan.

Figura A.4. Ventana de Información del Equipo

3.2. TEST DEL EQUIPO

Para realizar una Prueba del Equipo o un Test del Equipo es necesario ingresar al icono que se muestra en la Figura A.5. y que se muestra en la ventana principal del HMI. Posteriormente se abrirá una segunda ventana que se muestra en la Figura A.6.

Figura A.5. Ventana de Información del Equipo

En la ventana que se presenta para el Test de Prueba del Equipo se puede ingresar el número de repeticiones, el ángulo de movimiento, se selecciona la velocidad y la extremidad que se desea mover, la cual puede ser izquierda o derecha. En esta ventana se encuentra todos los movimientos que ejecuta el prototipo, tanto del codo como de la muñeca, es decir los movimientos no se encuentran separados por articulación, pues al ser una prueba lo que se busca es verificar el estado de los elementos electrónicos.

Figura A.6. Pantalla para Probar Equipo

Se presenta también tres botones, con uno de los cuales se inicia el Test de Prueba, otro de éstos permite pausar en cualquier instante la prueba que se realiza y el último finaliza completamente la sesión y ubica a los motores en su posición inicial. Cabe recalcar que esta sesión se prueba se realiza en vacío, es decir sin carga

3.3. SESIÓN DE MOVIMIENTOS DEL CODO.

En primer lugar se debe ubicar el antebrazo del paciente en la cama móvil del codo ya que esta sesión de movimientos no se realiza en vacio, por lo que los movimientos no iniciaran si el sensor no detecta que el antebrazo se encuentra en la posición correcta, además se tiene que ajustar las correas para evitar que la extremidad se resbale.

Para realizar esta rutina de movimientos la muñeca no tiene que optar por la posición de agarre con la palanca.

Para configurar los movimientos en el HMI en primer lugar se tiene que verificar que el paciente presente la altura y el peso correctos, para esto se ingresa tales valores en el HMI mostrado en la Figura A.7. y se selecciona la opción CODO.

Figura A.7. Ingreso de peso y altura del paciente.

Si los valores ingresados no se encuentran dentro del rango permitido aparecerá una ventana de información en la cual se indica que los valores no son permitidos y que se verifique tales valores en la ventana de información.

Si los valores ingresados se encuentran dentro del rango permitido se presentará una segunda ventana que se muestra en la Figura A.8. en la cual se ingresa el número de repeticiones, el ángulo de movimiento y la velocidad. .

Figura A.8. Pantalla de Configuración de movimientos del Codo

El especialista puede anotar datos relevantes de la sesión de movimientos que fue realizada en el espacio que indica “Observaciones”, posteriormente estos datos pueden ser guardados al presionar el botón “Guardar”. Se creará un archivo .txt al guardar las observaciones y se puede seleccionar el lugar de almacenamiento de esta información donde el especialista considere adecuado.

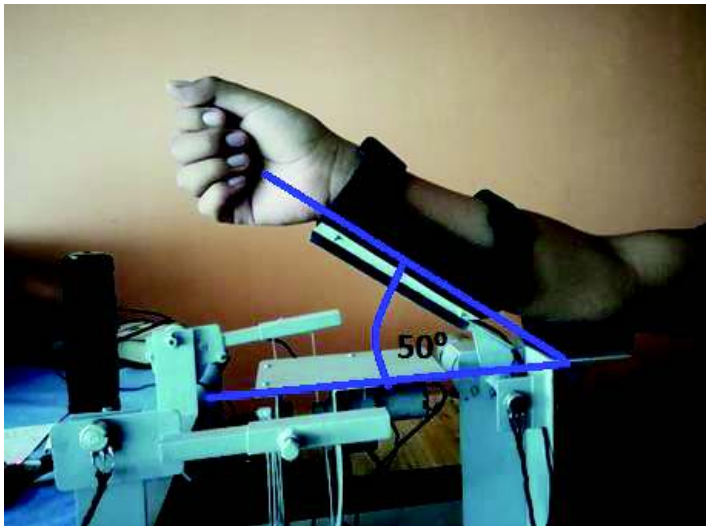


Figura A.9. Movimiento de extensión del Codo.

La Figura A.9. muestra el movimiento de extensión del codo, si por cualquier motivo se desea detener en algún momento la sesión de ejercicios se presiona el botón Pausa. Para retomar la sesión de ejercicios volver a presionar el botón Iniciar. El botón Finalizar ubica a los motores en su posición inicial y setea en un valor de cero el número de repeticiones y el ángulo de movimiento. Para restablecer los valores normales de una sesión de ejercicios se presiona el botón que indica Restablecer.

3.4. SESION DE MOVIMIENTOS DE LA MUÑECA.

Ubicar el codo y el antebrazo en el soporte mecánico y adoptar con la mano la poscion de agarre con la palanca, como se indica en la Figura A.10. y verificar el peso y la altura del paciente ingresando tales valores como se indica en la Figura A.7. y seleccionar la opción “Muñeca”. Si los valores ingresados son correctos se mostrará una ventana para configurar la sesión de movimientos, la cual se muestra en la Figura A.11. en la cual se ingresa el número de repeticiones, el ángulo de movimiento, se selecciona la velocidad y la extremidad (derecha o izquierda) que va a realizar los ejercicios.

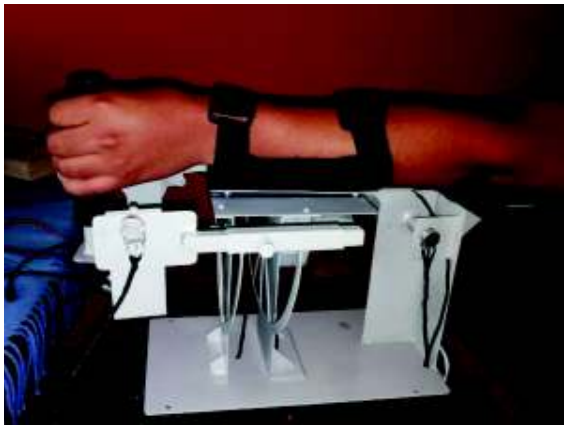


Figura A.10. Ingreso de peso y altura del paciente.

La sesión de movimientos puede ser detenida en cualquier instante presionando el botón “Pausa”, para continuar con la sesión de ejercicios se presiona el botón “Iniciar”, si se desea finalizar la sesión de movimientos se presiona el botón que indica “Finalizar”, esto hace que todos los motores se ubiquen en su posición de inicio y todos

los valores de repeticiones y ángulos de movimientos se enceren. Presionar “Restablecer” para restaurar los valores de inicio de la sesión de movimientos.

Figura A.11. Pantalla de Configuración de movimientos de la Muñeca

En el espacio de Observaciones se puede ingresar datos o información que se considere relevante para posteriormente guardar la información y tener registros de los estados de los pacientes. Al guardar estos datos, se generará un archivo .txt al cual se puede acudir cada vez que se requiera algún estado del paciente, estos archivos pueden ser guardados en cualquier ubicación de la Raspberry Pi, si se desea llevar estos datos a otro dispositivo se puede conectar una memoria flash y copiar la información necesaria.

4. MANTENIMIENTO DEL EQUIPO

4.1. MANTENIMIENTO MECÁNICO

Por precaución es necesario realizar un mantenimiento mecánico del equipo cada seis meses, esto se aplica para todas las piezas móviles que permite realizar los movimientos de la muñeca y para la cama móvil que soporta el peso del antebrazo.

Revisar el correcto ajuste de los prisioneros mecánicos que se muestran en la Figura A.12. los cuales se encuentran ubicados en la palanca y en la cama móvil del codo.

Figura A.12. Tornillos de revisión de la palanca

4.2. MANTENIMIENTO ELECTRÓNICO

Para revisar el correcto funcionamiento de los motores y de los elementos que constituyen todo el sistema electrónico se selecciona el botón “Probar Equipo” que se muestra en la Figura A.13. y que forma parte del HMI

Figura A.13. Ventana principal del HMI

Una segunda ventana, que se muestra en la Figura A.6. aparecerá, ésta permite ingresar el ángulo de movimiento y el número de repeticiones de cada ejercicio. Para iniciar la prueba seleccionar “Iniciar”

4.3. MANTENIMIENTO DE SOFTWARE

Este mantenimiento se realiza para verificar el control de velocidad, pues el paso del tiempo puede hacer que se requiera una actualización de las constantes que forman parte del PI.

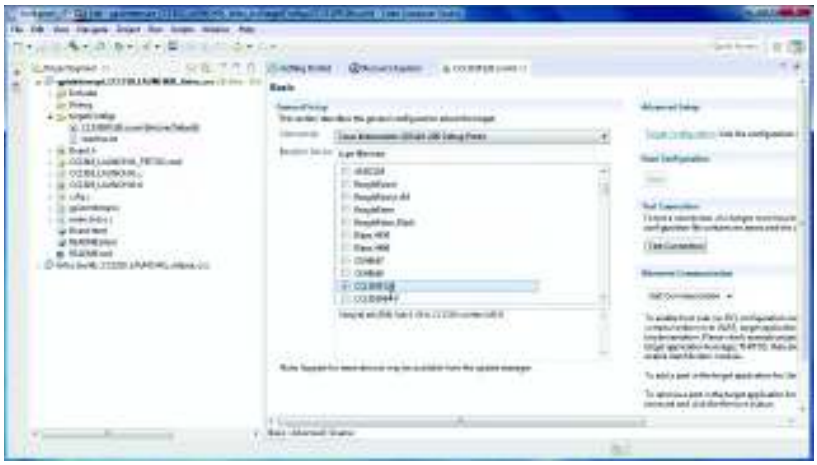


Figura A.14. Code Composer Software

En primer lugar se abre el software Code Composer, el cual se indica en la Figura A.14., a continuación se abre el programa del trabajo presente y se buscan las variables que representan las constantes del controlador del codo y de la muñeca, como se indica en la Figura A.15.

```
float pc=0,ic=0,ec=0,wc=0,ac=0;
float kpc=1.2, kic=0.08;
float pm=0,im=0,em=0,wm=0,am=0;
float kpm=1.2, kim=0.08;
```

Figura A.15. Variables del controlador

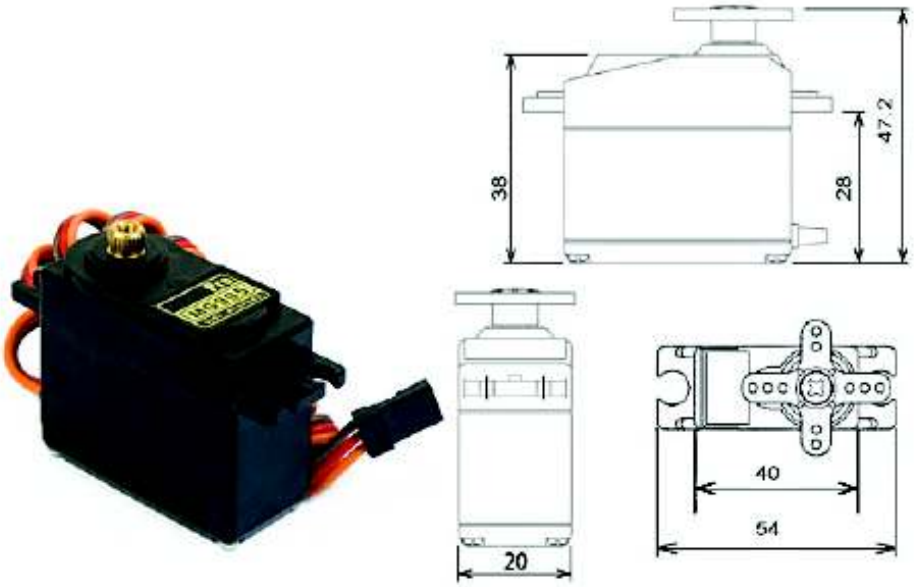
A continuación correr el programa y verificar los tiempos de los movimientos mediante la constante t. De existir cambios modificar y probar los movimientos con diferentes valores de las constantes proporcional e integral del controlador. Si se desea se puede modificar los valores de referencia del lazo de control, para esto modificar las variables wc_ref y wm_ref.

ANEXO B
HOJAS DE DATOS

B.1. MOTORES

B.1.1. SERVOMOTOR TOWER PRO MG995

MG995 High Speed
Metal Gear Dual Ball Bearing Servo



The unit comes complete with 30cm wire and 3 pin 'S' type female header connector that fits most receivers, including Futaba, JR, GWS, Cirrus, Blue Bird, Blue Arrow, Corona, Berg, Spektrum and Hitec.

This high-speed standard servo can rotate approximately 120 degrees (60 in each direction). You can use any servo code, hardware or library to control these servos, so it's great for beginners who want to make stuff move without building a motor controller with feedback & gear box, especially since it will fit in small places. The MG995 Metal Gear Servo also comes with a selection of arms and hardware to get you set up nice and fast!

Specifications

- Weight: 55 g
- Dimension: 40.7 x 19.7 x 42.9 mm approx.
- Stall torque: 8.5 kgf·cm (4.8 V), 10 kgf·cm (6 V)
- Operating speed: 0.2 s/60° (4.8 V), 0.16 s/60° (6 V)
- Operating voltage: 4.8 V a 7.2 V
- Dead band width: 5 µs
- Stable and shock proof double ball bearing design
- Temperature range: 0 °C – 55 °C

B.1.2. MOTOR DC CROUZET 2Nm

D.C. geared motors with brushes

→ 2 Nm 3.9 Watts

- A range of D.C. geared motors with ovoid gearbox. Mechanical rating of gearbox with output shaft stalled : 2 Nm.
- 3.9 Watt motor versions.
- Available in either 12 or 24 V D.C.
- Gearbox ratios options for 0.36 to 430 rpm.
- Alternative shaft options.

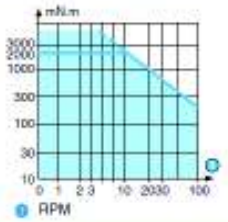
Specifications

		3.9 Watts	3.9 Watts
Type		82 869 0	82 869 0
Voltage		12 V	24 V
Output speed (rpm)	Ratios (i)		
108	40		
54	80		
27	160		
13	320		
7.2	600		
5.4	800		
2.9	1500		
0.90	4800		
General characteristics			
Motor		82 860 0	82 860 0
Gearbox		81 033 0	81 033 0
Maximum permitted torque from gearmotor under continuous conditions for 1 millions turns (Nm)		2	2
Axial load static (daN)		1	1
Radial load static (daN)		10	10
Max. output (W)		3.9	3.9
Nominal output (W)		3	3
Gearbox case temperature rise (°C)		50	50
Weight (g)		240	240

Curves

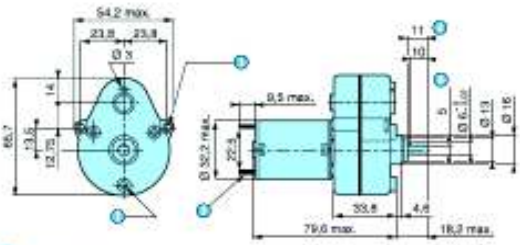
The shaded zone represents the operating range of the geared motor.
The horizontal line marks the maximum torque available in continuous duty cycle for a given life.
For higher torque ratings, service life will be reduced.

Nominal speed and torque curves



Dimensions

82 869 0



1. 2 fixing holes Ø 3.2
2. 3 bosses Ø 7.2 at 120° on R=19.5 with 3 M3 holes
3. 2 tags NFC 20-120 series 2.8 x 0.5 mm
4. (shaft pushed-in ←)
5. 5 mm across flats

B.1.3. MOTOR DC CROUZET 0.5 Nm

CROUZET MOTORS

0.5 Nm ovoid 3.9 Watts 3.9 W Part number made to order

- Torque rating of gearboxes : 0.5 Nm, high-performance plastic gears
- Motors : nominal power 3 W, interference suppression for standard stocked products
- Wide speed range : 0.3 to 430 rpm
- Optional encoder built into the motor

Part numbers

	Type	Type	Voltage	Standard speed (rpm)	Output speed (rpm)	Ratios (i)
82861018	3.9 W	828610	24 V	4300	108	40

Specifications

General characteristics

Motor	828600
Gearbox	810210
Maximum permitted torque from gearmotor under continuous conditions for 1 million turns (Nm)	0.5
Axial load static (daN)	1
Radial load static (daN)	8
Max. output power (W)	3,9
Nominal output (W)	3
Gearbox case temperature rise (°C)	50
Weight (g)	160

Made to order products, available on request

Motors :

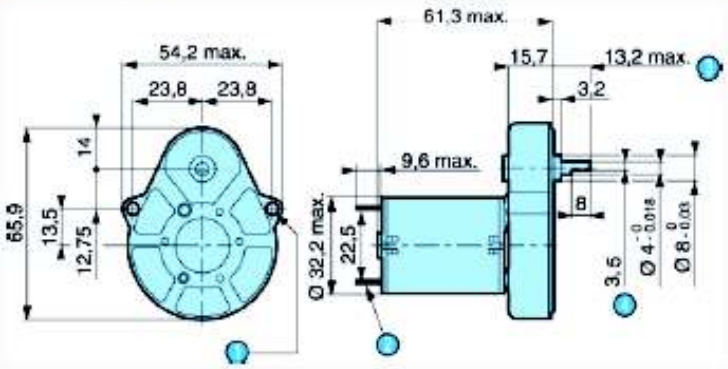
- Other supply voltages
- Motor with 2 ball bearings
- Shaft lengths at front and/or rear
- Lead outputs or radial tag terminals
- Special interference suppression
- Encoder : 5 pulses/rev

Gearboxes :

- Special shaft
- Ball bearing
- Special greasing
- Torque limiter F
- Gearbox fixing MB
- Other speeds

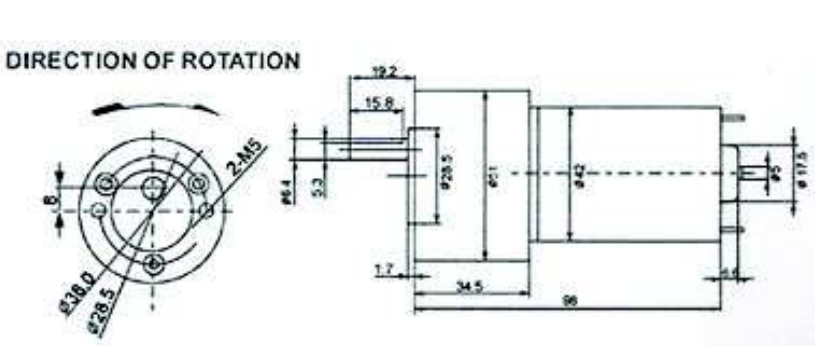
Dimensions (mm)

828610



B.1.4. MOTOR DC KYSAN QJT-51JS

QJT-51JS



WEIGHT:510g(APPROX)

MODEL	VOLTAGE		NO LOAD		AT MAXIMUM EFFICIENCY					STALL		
	OPERATING RANGE	NOMINAL	SPEED	CURRENT	SPEED	CURRENT	TORQUE		OUTPUT	TORQUE		CURRENT
	V	V	rpm	A	rpm	A	g-cm	mN.m	W	g-cm	mN.m	g-cm
QJT-51JS	12 ~ 24	24	72	0.35	36	1.3	54600	5353	20	240000	23530	6.0
	12 ~ 24	12	36	0.30	18	1.2	54600	5350	10	120000	11760	3.0

B.2. SENSORES

B.2.1. POTENCIÓMETRO LINEAL BOURNS PRO AUDIO

Features

- Single and dual section control
- Metal shaft styles
- Carbon element
- Center and multiple detent options
- Wide range of resistance tapers
- Plain or knurled shaft options

BOURNS® PRO AUDIO

PDB18 Series - 17 mm Rotary Potentiometer

Electrical Characteristics

Taper.....Linear, audio
Standard Resistance Range
.....1 K ohms to 1 M ohms
Standard Resistance Tolerance.....±20 %
Residual Resistance.....1 % max.

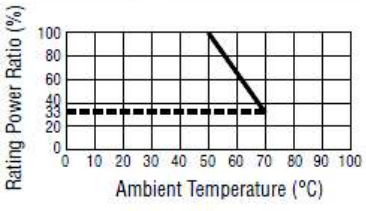
Environmental Characteristics

Operating Temperature...-10 °C to +50 °C
Power Rating
Linear.....0.2 watt
Dual Section.....0.125 watt
Audio.....0.1 watt
Dual Section.....0.06 watt
Maximum Operating Voltage
Linear.....200 V
Audio.....150 V
Sliding Noise.....47 mV max.

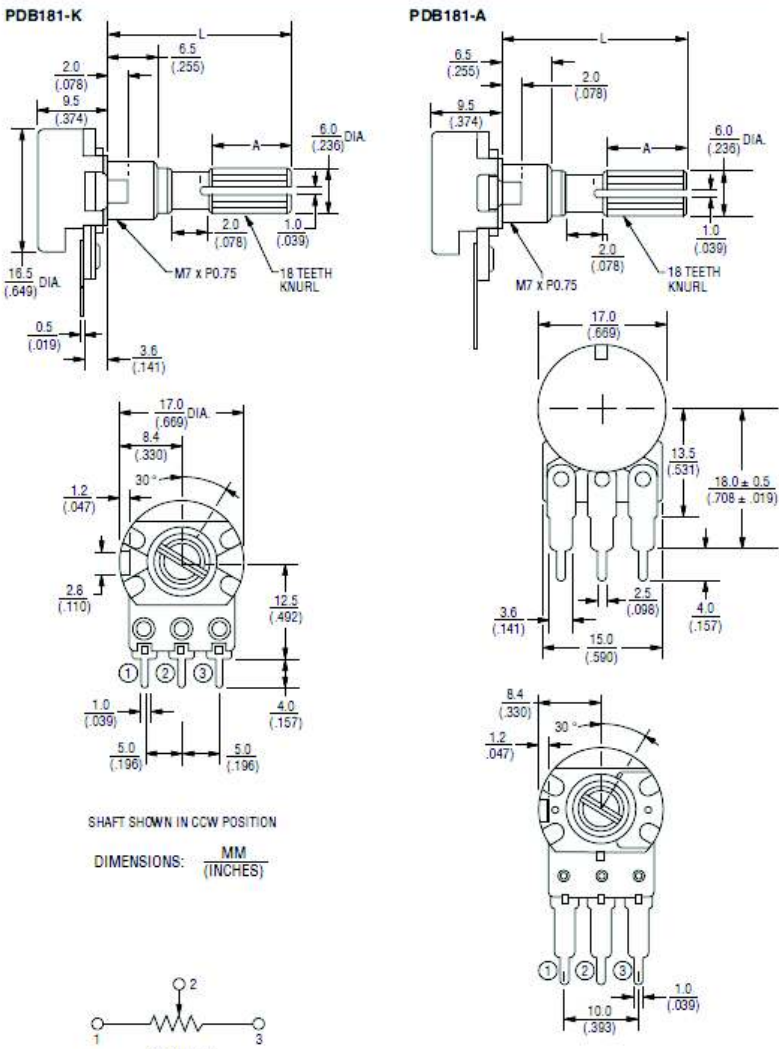
Mechanical Characteristics

Mechanical Angle.....300 ° ±5 °
Rotational Torque.....10 to 150 gf-cm
Detent Torque.....150 to 500 g-cm
Stop Strength.....5 kg-cm min.
Rotational Life.....15,000 cycles
Soldering Condition
.....260 °C max. within 3 seconds
Hardware.....One flat washer and mounting nut supplied per potentiometer with bushing

Derating Curve



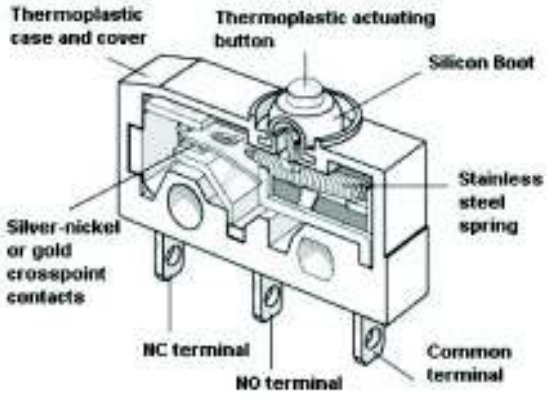
Product Dimensions



B.2.2. FINAL DE CARRERA

Subminiature — Sealed

DC Series



Features

1. Enclosed switch complying with IP 6K7
2. Silicon-free version available
3. Models available for operating temperatures up to 120°C
4. Rated for currents up to 10 amp at 250VAC
5. Range of auxiliary actuators available (can also be retrofitted)
6. Various contact materials available, depending on application
7. Mechanical life: min. 1 x 10^6 operations
8. Wide variety of connection options

Electrical Ratings				
Switch Series	EN61058 Rating	UL1054 Rating	Electrical Life at Rated Load	
			According to EN (Min. Operations)	According to UL (Min. Operations)
DC1	6A, 250V~	5A, 125/250VAC; 1A, 48VDC	10,000	6,000
DC2	10(1.5)A, 250V~	10.1A, 125/250VAC; 1/6HP, 125VAC	10,000	6,000
DC3	0.1A, 250V~	0.1A, 125/250VAC	50,000	100,000
DC4	3A, 250V~	3A, 125/250VAC	50,000	6,000

Electrical Specifications		Material Specifications	
Temperature Rating	-40° to +85°C /+120°C (without wire leads) -40° to +85°C / +105°C (with wire leads)	Case:	PET / PBT
		Actuator:	POM (780); PBT (7120)
Flammability Rating	UL94V-0 (PET, PBT) UL94HB (POM)	Auxiliary Actuator:	Stainless Steel or Plastic
		Terminals:	Silver-Plated Copper-Zinc
		Contacts:	Silver Alloy (DC3 — Gold Crosspoint)

PBT = Polybutyleneterephthalate - PET = Polyethyleneterephthalate - POM = Polyacetal.

Specifications subject to change without notice.

B.3. DRIVERS

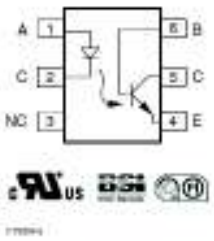
B.3.1. OPTOACOPLADOR 4N25

4N25, 4N26, 4N27, 4N28

Vishay Semiconductors

VISHAY.

Optocoupler, Phototransistor Output, with Base Connection



FEATURES

- Isolation test voltage 5000 V_{RMS}
- Interfaces with common logic families
- Input-output coupling capacitance < 0.5 pF
- Industry standard dual-in-line 6 pin package
- Compliant to RoHS directive 2002/95/EC and in accordance to WEEE 2002/96/EC

Pb
e3
RoHS COMPLIANT

APPLICATIONS

- AC mains detection
- Reed relay driving
- Switch mode power supply feedback
- Telephone ring detection
- Logic ground isolation
- Logic coupling with high frequency noise rejection

AGENCY APPROVALS

- UL1577, file no. E52744
- BSI: EN 60065:2002, EN 60950:2000
- FIMKO: EN 60950, EN 60065, EN 60335

DESCRIPTION

The 4N25 family is an industry standard single channel phototransistor coupler. This family includes the 4N25, 4N26, 4N27, 4N28. Each optocoupler consists of gallium arsenide infrared LED and a silicon NPN phototransistor.

ELECTRICAL CHARACTERISTICS (1)

PARAMETER	TEST CONDITION	PART	SYMBOL	MIN.	TYP.	MAX.	UNIT
INPUT							
Forward voltage (2)	I_F = 50 mA		V_F		1.3	1.5	V
Reverse current (2)	V_R = 3 V		I_R		0.1	100	µA
Capacitance	V_R = 0 V		C_O		25		pF
OUTPUT							
Collector base breakdown voltage (2)	I_C = 100 µA		BV_{CBO}	70			V
Collector emitter breakdown voltage (2)	I_C = 1 mA		BV_{CEO}	30			V
Emitter collector breakdown voltage (2)	I_E = 100 µA		BV_{ECO}	7			V
I_{CEO}(dark) (2)	V_{CE} = 10 V, (base open)	4N25			5	50	nA
		4N26			5	50	nA
		4N27			5	50	nA
		4N28			10	100	nA
I_{CBO}(dark) (2)	V_{CB} = 10 V, (emitter open)				2	20	nA
Collector emitter capacitance	V_{CE} = 0		C_{CE}		6		pF
COUPLER							
Isolation test voltage (2)	Peak, 60 Hz		V_{IO}	5000			V
Saturation voltage, collector emitter	I_{CE} = 2 mA, I_F = 50 mA		$V_{CE(sat)}$			0.5	V
Resistance, input output (2)	V_{IO} = 500 V		R_{IO}	100			GΩ
Capacitance, input output	f = 1 MHz		C_{IO}		0.6		pF

B.3.2. CUADRUPLE HALF - H L293NE

L293x Quadruple Half-H Drivers

1 Features

- Wide Supply-Voltage Range: 4.5 V to 36 V
- Separate Input-Logic Supply
- Internal ESD Protection
- High-Noise-Immunity Inputs
- Output Current 1 A Per Channel (600 mA for L293D)
- Peak Output Current 2 A Per Channel (1.2 A for L293D)
- Output Clamp Diodes for Inductive Transient Suppression (L293D)

2 Applications

- Stepper Motor Drivers
- DC Motor Drivers
- Latching Relay Drivers

3 Description

The L293 and L293D devices are quadruple high-current half-H drivers. The L293 is designed to provide bidirectional drive currents of up to 1 A at voltages from 4.5 V to 36 V. The L293D is designed to provide bidirectional drive currents of up to 600-mA at voltages from 4.5 V to 36 V. Both devices are designed to drive inductive loads such as relays, solenoids, DC and bipolar stepping motors, as well as other high-current/high-voltage loads in positive-supply applications.

Each output is a complete totem-pole drive circuit, with a Darlington transistor sink and a pseudo-Darlington source. Drivers are enabled in pairs, with drivers 1 and 2 enabled by 1,2EN and drivers 3 and 4 enabled by 3,4EN.

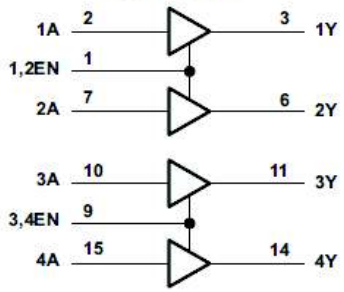
The L293 and L293D are characterized for operation from 0°C to 70°C.

Device Information(1)

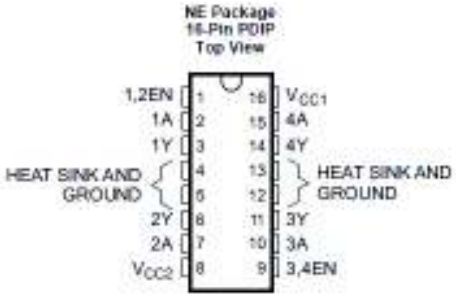
PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
L293NE	PDIP (16)	19.80 mm × 6.35 mm
L293DNE	PDIP (16)	19.80 mm × 6.35 mm

(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the data sheet.

Logic Diagram



5 Pin Configuration and Functions



Pin Functions

PIN		TYPE	DESCRIPTION
NAME	NO.		
1,2EN	1	I	Enable driver channels 1 and 2 (active high input)
<1:4>A	2, 7, 10, 15	I	Driver inputs, noninverting
<1:4>Y	3, 6, 11, 14	O	Driver outputs
3,4EN	9	I	Enable driver channels 3 and 4 (active high input)
GROUND	4, 5, 12, 13	—	Device ground and heat sink pin. Connect to printed-circuit-board ground plane with multiple solid vias
V_{CC1}	16	—	5-V supply for internal logic translation
V_{CC2}	8	—	Power VCC for drivers 4.5 V to 36 V

6.5 Electrical Characteristics

over operating free-air temperature range (unless otherwise noted)

PARAMETER			TEST CONDITIONS		MIN	TYP	MAX	UNIT
V_{OH}	High-level output voltage		L293: I_{OH} = −1 A		V_{CC2} − 1.8	V_{CC2} − 1.4		V
			L293D: I_{OH} = − 0.6 A					
V_{OL}	Low-level output voltage		L293: I_{OL} = 1 A			1.2	1.8	V
			L293D: I_{OL} = 0.6 A					
V_{OKH}	High-level output clamp voltage		L293D: I_{OK} = −0.6 A			V_{CC2} + 1.3		V
V_{OKL}	Low-level output clamp voltage		L293D: I_{OK} = 0.6 A			1.3		V
I_{IH}	High-level input current	A	V_I = 7 V			0.2	100	μA
		EN				0.2	10	
I_{IL}	Low-level input current	A	V_I = 0			−3	−10	μA
		EN				−2	−100	
I_{CC1}	Logic supply current		I_O = 0	All outputs at high level		13	22	mA
				All outputs at low level		35	60	
				All outputs at high impedance		8	24	
I_{CC2}	Output supply current		I_O = 0	All outputs at high level		14	24	mA
				All outputs at low level		2	6	
				All outputs at high impedance		2	4	

6.6 Switching Characteristics

over operating free-air temperature range (unless otherwise noted) V_{CC1} = 5 V, V_{CC2} = 24 V, T_A = 25°C

PARAMETER			TEST CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNIT
t_{pLH}	Propagation delay time, low-to-high-level output from A input	L293NE, L293DNE	C_L = 30 pF, See Figure 2		800		ns
		L293DWP, L293N L293DN			750		
t_{pHL}	Propagation delay time, high-to-low-level output from A input	L293NE, L293DNE			400		ns
		L293DWP, L293N L293DN			200		
t_{TLH}	Transition time, low-to-high-level output	L293NE, L293DNE			300		ns
		L293DWP, L293N L293DN			100		
t_{THL}	Transition time, high-to-low-level output	L293NE, L293DNE			300		ns
		L293DWP, L293N L293DN			350		

B.3.3. CUADRUPLE HALF - H L298

L298

DUAL FULL-BRIDGE DRIVER

- OPERATING SUPPLY VOLTAGE UP TO 46 V
- TOTAL DC CURRENT UP TO 4 A
- LOW SATURATION VOLTAGE
- OVERTEMPERATURE PROTECTION
- LOGICAL "0" INPUT VOLTAGE UP TO 1.5 V (HIGH NOISE IMMUNITY)

Multiwatt15

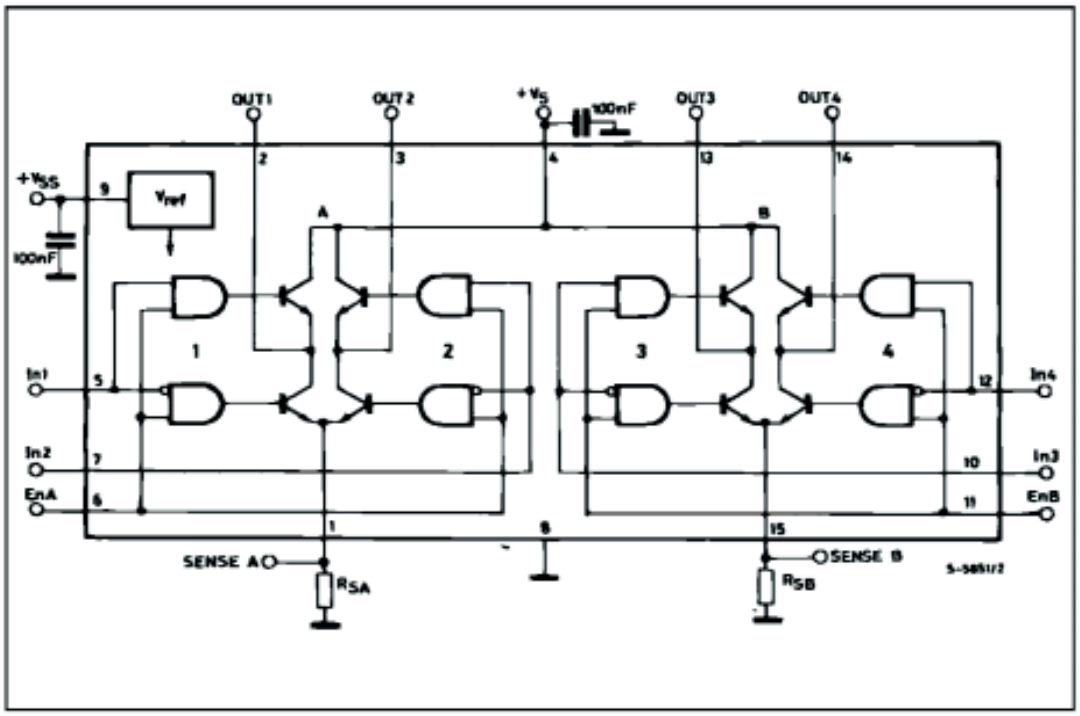
PowerSO20

ORDERING NUMBERS : L298N (Multiwatt Vert.)
L298HN (Multiwatt Horiz.)
L298P (PowerSO20)

DESCRIPTION

The L298 is an integrated monolithic circuit in a 15-lead Multiwatt and PowerSO20 packages. It is a high voltage, high current dual full-bridge driver designed to accept standard TTL logic levels and drive inductive loads such as relays, solenoids, DC and stepping motors. Two enable inputs are provided to enable or disable the device independently of the input signals. The emitters of the lower transistors of each bridge are connected together and the corresponding external terminal can be used for the connection of an external sensing resistor. An additional supply input is provided so that the logic works at a lower voltage.

BLOCK DIAGRAM



ELECTRICAL CHARACTERISTICS (V_S = 42V; V_{SS} = 5V, T_j = 25°C; unless otherwise specified)

Symbol	Parameter	Test Conditions	Min.	Typ.	Max.	Unit
V_S	Supply Voltage (pin 4)	Operative Condition	V_{IH} +2.5		46	V
V_{SS}	Logic Supply Voltage (pin 9)		4.5	5	7	V
I_S	Quiescent Supply Current (pin 4)	V_{en} = H; I_L = 0 V_i = L V_i = H		13 50	22 70	mA mA
		V_{en} = L V_i = X			4	mA
I_{SS}	Quiescent Current from V_{SS} (pin 9)	V_{en} = H; I_L = 0 V_i = L V_i = H		24 7	36 12	mA mA
		V_{en} = L V_i = X			6	mA
V_{IL}	Input Low Voltage (pins 5, 7, 10, 12)		–0.3		1.5	V
V_{IH}	Input High Voltage (pins 5, 7, 10, 12)		2.3		VSS	V
I_{IL}	Low Voltage Input Current (pins 5, 7, 10, 12)	V_i = L			–10	µA
I_{IH}	High Voltage Input Current (pins 5, 7, 10, 12)	VI = H ≤ V_{SS} –0.6V		30	100	µA
V_{en} = L	Enable Low Voltage (pins 6, 11)		–0.3		1.5	V
V_{en} = H	Enable High Voltage (pins 6, 11)		2.3		V_{SS}	V
I_{en} = L	Low Voltage Enable Current (pins 6, 11)	V_{en} = L			–10	µA
I_{en} = H	High Voltage Enable Current (pins 6, 11)	V_{en} = H ≤ V_{SS} –0.6V		30	100	µA
$V_{CEsat(H)}$	Source Saturation Voltage	I_L = 1A I_L = 2A	0.95	1.35 2	1.7 2.7	V V
$V_{CEsat(L)}$	Sink Saturation Voltage	I_L = 1A (5) I_L = 2A (5)	0.85	1.2 1.7	1.6 2.3	V V
V_{CEsat}	Total Drop	I_L = 1A (5) I_L = 2A (5)	1.80		3.2 4.9	V V
V_{sens}	Sensing Voltage (pins 1, 15)		–1 (1)		2	V

ELECTRICAL CHARACTERISTICS (continued)

Symbol	Parameter	Test Conditions	Min.	Typ.	Max.	Unit
T_1 (V_i)	Source Current Turn-off Delay	0.5 V_i to 0.9 I_L (2); (4)		1.5		µs
T_2 (V_i)	Source Current Fall Time	0.9 I_L to 0.1 I_L (2); (4)		0.2		µs
T_3 (V_i)	Source Current Turn-on Delay	0.5 V_i to 0.1 I_L (2); (4)		2		µs
T_4 (V_i)	Source Current Rise Time	0.1 I_L to 0.9 I_L (2); (4)		0.7		µs
T_5 (V_i)	Sink Current Turn-off Delay	0.5 V_i to 0.9 I_L (3); (4)		0.7		µs
T_6 (V_i)	Sink Current Fall Time	0.9 I_L to 0.1 I_L (3); (4)		0.25		µs
T_7 (V_i)	Sink Current Turn-on Delay	0.5 V_i to 0.9 I_L (3); (4)		1.6		µs
T_8 (V_i)	Sink Current Rise Time	0.1 I_L to 0.9 I_L (3); (4)		0.2		µs
fc (V_i)	Commutation Frequency	I_L = 2A		25	40	KHz
T_1 (V_{en})	Source Current Turn-off Delay	0.5 V_{en} to 0.9 I_L (2); (4)		3		µs
T_2 (V_{en})	Source Current Fall Time	0.9 I_L to 0.1 I_L (2); (4)		1		µs
T_3 (V_{en})	Source Current Turn-on Delay	0.5 V_{en} to 0.1 I_L (2); (4)		0.3		µs
T_4 (V_{en})	Source Current Rise Time	0.1 I_L to 0.9 I_L (2); (4)		0.4		µs
T_5 (V_{en})	Sink Current Turn-off Delay	0.5 V_{en} to 0.9 I_L (3); (4)		2.2		µs
T_6 (V_{en})	Sink Current Fall Time	0.9 I_L to 0.1 I_L (3); (4)		0.35		µs
T_7 (V_{en})	Sink Current Turn-on Delay	0.5 V_{en} to 0.9 I_L (3); (4)		0.25		µs
T_8 (V_{en})	Sink Current Rise Time	0.1 I_L to 0.9 I_L (3); (4)		0.1		µs

B.4. MICROCONTROLADORES

B.4.1. PICCOLO TMS320F28027F

Product Folder | Order Now | Technical Documents | Tools & Software | Support & Community

TMS320F28027, TMS320F28026, TMS320F28023, TMS320F28022
TMS320F28021, TMS320F28020, TMS320F280200

TEXAS INSTRUMENTS

SPRS523M – NOVEMBER 2008 – REVISED JANUARY 2019

TMS320F2802x Piccolo™ Microcontrollers

1 Device Overview

1.1 Features

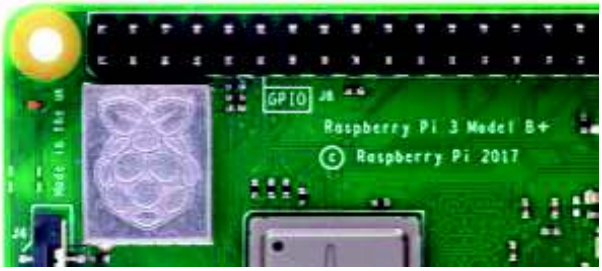
- High-Efficiency 32-Bit CPU (TMS320C28x)
  - 60 MHz (16.67-ns Cycle Time)
  - 50 MHz (20-ns Cycle Time)
  - 40 MHz (25-ns Cycle Time)
  - 16 × 16 and 32 × 32 MAC Operations
  - 16 × 16 Dual MAC
  - Harvard Bus Architecture
  - Atomic Operations
  - Fast Interrupt Response and Processing
  - Unified Memory Programming Model
  - Code-Efficient (in C/C++ and Assembly)
- Endianness: Little Endian
- Low Cost for Both Device and System:
  - Single 3.3-V Supply
  - No Power Sequencing Requirement
  - Integrated Power-on and Brown-out Resets
  - Small Packaging, as Low as 38-Pin Available
  - Low Power
  - No Analog Support Pins
- Clocking:
  - Two Internal Zero-Pin Oscillators
  - On-Chip Crystal Oscillator and External Clock Input
  - Watchdog Timer Module
  - Missing Clock Detection Circuitry
- Up to 22 Individually Programmable, Multiplexed GPIO Pins With Input Filtering
- Peripheral Interrupt Expansion (PIE) Block That Supports All Peripheral Interrupts
- Three 32-Bit CPU Timers
- Independent 16-Bit Timer in Each Enhanced Pulse Width Modulator (ePWM)
- On-Chip Memory
  - Flash, SARAM, OTP, Boot ROM Available
- Code-Security Module
- 128-Bit Security Key and Lock
  - Protects Secure Memory Blocks
  - Prevents Firmware Reverse Engineering
- Serial Port Peripherals
  - One Serial Communications Interface (SCI) Universal Asynchronous Receiver/Transmitter (UART) Module
  - One Serial Peripheral Interface (SPI) Module
  - One Inter-Integrated-Circuit (I2C) Module
- Enhanced Control Peripherals
  - ePWM
  - High-Resolution PWM (HRPWM)
  - Enhanced Capture (eCAP) Module
  - Analog-to-Digital Converter (ADC)
  - On-Chip Temperature Sensor
  - Comparator
- Advanced Emulation Features
  - Analysis and Breakpoint Functions
  - Real-Time Debug Through Hardware
- Package Options
  - 38-Pin DA Thin Shrink Small-Outline Package (TSSOP)
  - 48-Pin PT Low-Profile Quad Flatpack (LQFP)
- Temperature Options
  - T: –40°C to 105°C
  - S: –40°C to 125°C
  - Q: –40°C to 125°C
    (AEC Q100 Qualification for Automotive Applications)

1.2 Applications

- Appliances
- Building Automation
- Electric Vehicle/Hybrid Electric Vehicle (EV/HEV) Powertrain
- Factory Automation
- Grid Infrastructure
- Medical, Healthcare and Fitness
- Motor Drives
- Power Delivery
- Telecom Infrastructure

B.4.2. RASPBERRY PI 3

Specifications

Processor:	Broadcom BCM2837B0, Cortex-A53 64-bit SoC @ 1.4GHz
Memory:	1GB LPDDR2 SDRAM
Connectivity:	■ 2.4GHz and 5GHz IEEE 802.11.b/g/n/ac wireless LAN, Bluetooth 4.2, BLE ■ Gigabit Ethernet over USB 2.0 (maximum throughput 300Mbps) ■ 4 × USB 2.0 ports
Access:	Extended 40-pin GPIO header
Video & sound:	■ 1 × full size HDMI ■ MIPI DSI display port ■ MIPI CSI camera port ■ 4 pole stereo output and composite video port
Multimedia:	H.264, MPEG-4 decode (1080p30); H.264 encode (1080p30); OpenGL ES 1.1, 2.0 graphics
SD card support:	Micro SD format for loading operating system and data storage
Input power:	■ 5V/2.5A DC via micro USB connector ■ 5V DC via GPIO header ■ Power over Ethernet (PoE)–enabled (requires separate PoE HAT)
Environment:	Operating temperature, 0–50°C
Compliance:	For a full list of local and regional product approvals, please visit www.raspberrypi.org/products/raspberry-pi-3-model-b+
Production lifetime:	The Raspberry Pi 3 Model B+ will remain in production until at least January 2023.

raspberrypi.org