



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

ESCUELA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

**TRABAJO DE GRADO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE
INGENIERO EN MECATRÓNICA**

TEMA:

**“REHABILITADOR VIRTUAL INTERACTIVO PARA
MEJORAR LA MOVILIDAD DEL TOBILLO EN
ADULTOS MAYORES”**

Autor:

MUÑOZ RUIZ ANGEL MAURICIO

Director:

Ing. David Ojeda PHD

Ibarra – Ecuador

2017



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

BIBLIOTECA UNIVERSITARIA

AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN

IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA.

La Universidad Técnica del Norte dentro del Proyecto Repositorio Digital Institucional determinó la necesidad de disponer de textos completos en formato digital con la finalidad de apoyar los procesos de investigación, docencia y extensión de la universidad.

Por medio del presente documento dejo sentada mi voluntad de participar en este proyecto, para lo cual se pone a disposición la siguiente información:

DATOS DEL AUTOR	
CEDULA DE IDENTIDAD	1003213897
APELLIDOS Y NOMBRES	Muñoz Ruiz Angel Mauricio
DIRECCIÓN	Calle Los Incas 14-36 y Hernán González de Saa
E-MAIL	maury_vc_ldu@hotmail.com
TELÉFONO MÓVIL	0981095812
DATOS DE LA OBRA	
TÍTULO	“Rehabilitador virtual interactivo para mejorar la movilidad del tobillo en adultos mayores”
AUTOR	MUÑOZ RUIZ ANGELMAURICIO
FECHA	JULIO 2017
PROGRAMA	PREGRADO
TÍTULO POR EL QUE OPTA	INGENIERO EN MECATRÓNICA
ASESOR	Ing. David Ojeda PHD



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

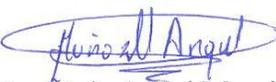
AUTORIZACIÓN DE USO A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD

Yo, Muñoz Ruiz Angel Mauricio, con cédula de identidad Nro. 100321289-7, en calidad de autor y titular de los derechos patrimoniales del trabajo de grado descrito anteriormente, hago entrega del ejemplar respectivo en formato digital y autorizo a la “Universidad Técnica del Norte” la publicación de la obra en el repositorio digital Institucional y uso del archivo digital en la biblioteca de la Universidad con fines académicos, para ampliar la disponibilidad del material y como apoyo a la educación, investigación y extensión; en concordancia con la Ley de Educación Superior Artículo 144.

CONSTANCIAS

El autor manifiesta que la obra objeto de la presente autorización es original y se la desarrolló sin violar derechos de autor de terceros, por lo tanto, la obra es original, y que es el titular de los derechos patrimoniales, por lo que asume la responsabilidad sobre el contenido de la misma y saldrá en defensa de la Universidad en caso de reclamación por parte de terceros.

Ibarra, junio del 2017


Muñoz Ruiz Angel Mauricio

C.I. 1003213897



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

DECLARACIÓN:

Yo, Muñoz Ruiz Angel Mauricio, con cédula de identidad N° 100321298-7, declaro bajo juramento que: el trabajo aquí descrito es de mi autoría; y que éste no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional.

A través de la presente declaración cedo los derechos de propiedad intelectual correspondientes a este trabajo, a la “Universidad Técnica del Norte”, según lo establecido por las Leyes de la Propiedad Intelectual, Reglamentos y Normativa vigente de la Universidad Técnica del Norte.

Ibarra, junio del 2017

A handwritten signature in blue ink, which appears to read "Muñoz Ruiz Angel", is enclosed within a blue oval.

Muñoz Ruiz Angel Mauricio

C.I. 100321389-7



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

**CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE GRADO A
FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE**

Yo, Muñoz Ruiz Angel Mauricio, con cédula de identidad N° 100321389-7; manifiesto mi voluntad de ceder a la “Universidad Técnica del Norte” los derechos patrimoniales consagrados en la Ley de Propiedad Intelectual del Ecuador, artículos 4,5,6, en calidad de autor del trabajo de grado denominado; **“REHABILITADOR VIRTUAL INTERACTIVO PARA MEJORAR LA MOVILIDAD DEL TOBILLO EN ADULTOS MAYORES”**, que ha sido desarrollado para optar por el título de; **Ingeniero en Mecatrónica** en la Universidad Técnica del Norte, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En mi condición de autor me reservo los derechos morales de la obra antes citada. En concordancia suscribo este documento en el momento que hago entrega del trabajo final en formato impreso y digital a la biblioteca de la Universidad Técnica del Norte.

Ibarra, junio del 2017

Muñoz Ruiz Angel Mauricio

C.I. 100321389-7



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CERTIFICO

Que la Tesis previa a la obtención del título de **Ingeniero en Mecatrónica** con el tema: **“REHABILITADOR VIRTUAL INTERACTIVO PARA MEJORAR LA MOVILIDAD DEL TOBILLO EN ADULTOS MAYORES”**, ha sido desarrollado y terminado en su totalidad por el Sr. Angel Mauricio Muñoz Ruiz, con cédula de identidad 100321389-7, bajo mi supervisión para lo cual firmo en constancia.

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "David Ojeda", is written over a faint, illegible stamp.

Ing. David Ojeda PHD

DIRECTOR



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

AGRADECIMIENTO

Agradezco en primer lugar a la Universidad Técnica del Norte por permitirme formarme como profesional.

A la coordinación de la Carrera de Mecatrónica por darme la oportunidad de culminar los estudios superiores.

Al Lic. Andrés Farinango porque gracias a su asesoría se pudo crear el presente proyecto.

Al PHD David Ojeda, Director del Proyecto por impartir sus conocimientos que permitieron finalizar este trabajo.

Y a todos los docentes que en el transcurso de los años compartieron sus conocimientos para nuestra formación profesional.

Muñoz Angel



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

DEDICATORIA

Dedico este trabajo a Dios que ha sido la guía, dándome fuerzas para superar las adversidades sin desfallecer, a mis padres Angel Muñoz y Clara Ruiz por ser mi ejemplo de vida y brindarme su apoyo incondicional en este trabajo de grado, mis hermanos Fernando Muñoz y Emperatriz Muñoz por ser ejemplo de vida a seguir y sobre todo por el aliento continuo, a Ena Guerrero por su compañía y comprensión; y por llevarme siempre a salir adelante.

Muñoz Angel

RESUMEN

El ser humano por naturaleza se deteriora a través del tiempo afectando en el aspecto físico y cognitivo, lo cual incide a que no puedan realizar actividades de la vida cotidiana. Cuando un músculo no se utiliza, tiende a acortarse, resultando en una rigidez articular, deformidades o contracturas que, sin el estímulo del movimiento o una terapia física, pierden buena parte de sus aptitudes, resultando en inactividad parcial o total del adulto mayor. Actualmente para tratar este problema de inactividad existen varios sistemas basados en mecanismos paralelos, que permiten mover y estirar los músculos y tendones suavemente mediante la realización de movimiento pasivo. En el presente trabajo se presenta un rehabilitador virtual interactivo de tobillo, el cual permite realizar los tres movimientos necesarios para la rehabilitación funcional del tobillo. Para lo cual se diseña un disco que permite al adulto mayor realizar movimiento activo libre, además se realiza el diseño de videojuegos en base a rutinas de fisioterapia lo cual permite optimizar el proceso de rehabilitación. Se realiza el diseño electrónico y de control del dispositivo y su interfaz con Unity y sus ambientes virtuales, para finalmente plasmar los resultados de la aplicación del dispositivo.

ABSTRACT

The human being by nature is impaired through the time, it is affected to the physical and cognitive aspect and, in consequence affects to the way to not perform activities of daily living. When a muscle is not used, it tends to shorten, resulting a joint stiffness, deformities or contractures which, without a stimulus of the movement or physical therapy, lose much of their skills, resulting in partial or total inactivity of the older adult. To resolve this problem of inactivity there are several systems based on parallel mechanisms that allow to move and stretch the muscles and tendons smoothly conducting a passive movement. This work presents a virtual rehabilitator interactive of ankle, which allows do the three necessary movements for the functional rehabilitation of the ankle. For this problem, a disc was designed to allow the elderly to perform a free active movement, also was realized the design of video games based on physical therapy routines allowing you to optimize the rehabilitation process. It is performed by the design electronic and control device and its interface with Unity and their virtual environments, to finally express the results of the application of the device.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA.	ii
AUTORIZACIÓN DE USO A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD	iii
CONSTANCIAS	iii
AGRADECIMIENTO.....	vii
DEDICATORIA.....	viii
RESUMEN.....	ix
ABSTRACT.....	x
INDICE DE TABLAS.....	xv
INDICE DE FIGURAS	xvi
1. PROBLEMA.....	1
1.1 OBJETIVOS	2
1.1.1 OBJETIVO GENERAL	2
1.1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	3
1.2 ALCANCE	3
1.3 JUSTIFICACIÓN.....	4
1.4 LIMITACIONES.....	5
CAPÍTULO II.....	7
2. MARCO TEÓRICO	7
2.1 ANTECEDENTES	7
2.2.1 ADULTO MAYOR.....	11
2.2.1.1 Envejecimiento activo e incidencia del ejercicio en el adulto mayor	13

2.2.2	AMBIENTES VIRTUALES PARA LA REHABILITACIÓN	13
2.2.3	PROPIOSEPCIÓN.....	15
2.2.3.1	Sistema Propioceptivo	15
2.2.3.2	Entrenamiento del sistema propioceptivo y disco Freeman..	16
2.2.4	MOVILIDAD ARTICULAR, ELASTICIDAD Y FLEXIBILIDAD	17
2.2.5	EL TOBILLO	18
2.2.5.1	Constitución anatómica	18
2.2.5.2	Rangos de movimiento	19
2.2.7	REHABILITADOR VIRTUAL INTERACTIVO	21
2.2.8	Software del dispositivo.....	22
2.2.8.1	Arduino Uno	22
2.2.10	SCRIPTS	27
2.2.11	SISTEMA DE CONTROL.....	28
2.2.11.1	Acelerometro	28
2.2.11.2	Funcionamiento	28
CAPÍTULO III.....		33
3.	METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN.....	33
3.1	TIPO DE INVESTIGACIÓN.....	33
3.2	DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN	35
3.3	VALIDAR.....	36
CAPÍTULO IV		37
4.	DISEÑO Y CONSTRUCCION DEL DISPOSITIVO	37

4.1	DISEÑO MECÁNICO	37
4.2	ESPECIFICACIONES DEL DISPOSITIVO	37
4.3	PARTES DEL DISCO	38
4.3.1	Semi – Esfera	39
4.3.2	Plato	40
4.3.3	Cubierta	40
4.4	SELECCIÓN DE MATERIALES	41
4.4.1	Primera posición	41
4.4.2	Cálculo de las reacciones	43
4.4.3	Gráficos de momento y fuerza cortante	45
4.5	DIAGRAMA DE ESFUERZOS	46
4.5.2	Diagrama de cuerpo libre	48
4.5.3	Cálculo de reacciones	49
4.5.4	Tercera posición	49
4.5.5	Diagrama de cuerpo libre	50
4.5.6	Cálculo de reacciones	50
4.5.7	Análisis del Punto crítico	52
	Cuarta posición	55
4.5.8	Análisis de resultados	57
4.6	DISEÑO ELECTRÓNICO	57
4.6.1	Selección del acelerómetro	58
4.7	DIAGRAMA DE CIRCUITO	60
4.8	PROGRAMACIÓN	61

4.9	DISEÑO VIRTUAL DEL DISPOSITIVO	63
4.9.1	Requerimientos terapéuticos	64
4.10	DISEÑO FÍSICO	66
4.11	DISEÑO DE SCRIPTS	69
4.12	ARDUINITY	70
CAPÍTULO V		77
5.	CONSTRUCCIÓN DEL DISPOSITIVO Y PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO	77
5.2	ENSAMBLAJE DEL DISCO	79
5.3	ENSAMBLAJE DEL DISEÑO ELECTRÓNICO	79
5.4	PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO	80
5.4.7	Resultados	86
CAPÍTULO VI		87
6.	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	87
6.1	CONCLUSIONES	87
6.2	RECOMENDACIONES	87

INDICE DE TABLAS

Tabla 2.1 Cambios estructurales.....	12
Tabla 2.2 Rangos de movimiento del tobillo.....	19
Tabla 2.3 Características técnicas Arduino Uno	23
Tabla 3.1 Tipo de investigación	34
Tabla 4.1 Peso ideales de acuerdo a la estatura.....	44
Tabla 5.1 Parámetros de valoración del paciente	86

INDICE DE FIGURAS

Figura 2.1 Robot paralelo rehabilitador de tobillo	8
Figura 2.2 Rehabilitador	9
Figura 2.3 Dispositivo de rehabilitación pasiva de lesión de tobillo.	9
Figura 2.4 TobiBot.....	9
Figura 2.5 Dispositivos de realidad virtual	14
Figura 2.6 Dispositivos rehabilitadores de tobillo	17
Figura 2.7 Estructura anatómica del tobillo.	19
Figura 2.8 Movimientos para la rehabilitación activa de tobillo.....	20
Figura 2.9 Placa Arduino Uno	22
Figura 2.10 Ventana predeterminada del IDE de Arduino.....	23
Figura 2.11 Plataformas de Unity	25
Figura 2.12 Ventana predeterminada de Unity.....	26
Figura 2.13 Ventana de programación CSharp	27
Figura 2.14 Fundamento del acelerómetro	29
Figura 2.15 Tipos de Acelerómetros	29
Figura 2.16 Acelerómetro ADLX335	30
Figura 2.17 Diagrama de bloques funcional del ADLX335.....	31
Figura 2.18 Variación en los ejes	32
Figura 4.1 Disco Rehabilitador	39
Figura 4.2 Semi – esfera	39
Figura 4.3 Plato	40
Figura 4.4 Cubierta	41
Figura 4.5 Posición de equilibrio sobre todo el plato del disco [33].....	42
Figura 4.6 DCL de la posición de equilibrio con carga distribuida	42
Figura 4.7 Diagrama de cortes y de momentos del disco.....	45

Figura 4.8 Diseño de cargas puntuales	46
Figura 4.9 Diagrama de esfuerzos	47
Figura 4.10 Posición de equilibrio con carga puntual en el eje central del disco [38]	48
Figura 4.11 DCL de la posición de equilibrio sobre el eje central del disco ...	48
Figura 4.12 Posiciones inclinadas [38].....	49
Figura 4.13 DCL para el disco inclinado	50
Figura 4.14 DCL del Tornillo	53
Figura 4.15 Cortante del tornillo	53
Figura 4.16 Asentamiento de un solo tobillo [39].....	55
Figura 4.17 Asentamiento de un solo tobillo con distinta generación de fuerza [39]	55
Figura 4.18 Acelerómetro en posición estática.....	59
Figura 4.19 Acelerómetro en inclinacion.....	59
Figura 4.20 Diagrama de cuerpo libre.....	60
Figura 4.21 Diagrama del circuito de control.....	61
Figura 4.22 Código de programación del acelerómetro	62
Figura 4.23 Valores del sensor en posición de equilibrio.....	63
Figura 4.24 Movimientos para la rehabilitación activa de tobillo	65
Figura 4.25 Pantalla de creación de Unity	66
Figura 4.26 Ventana de escena de Unity	67
Figura 4.27 Barra de creación de Unity.....	69
Figura 4.28 Barra de inspección de Unity.....	69
Figura 4.29 Script del controlador de la cámara.....	70
Figura 4.30 Arduinity.....	71
Figura 4.31 Selección del .NET 2.0.....	71
Figura 4.32 Iniciación puerto serial.....	72

Figura 4.33 Opciones de Arduinity.....	73
Figura 4.34 Diagrama de bloques de Arduinity.....	74
Figura 4.35 Calibración.....	75
Figura 5.1 Construcción externa del disco.....	77
Figura 5.2 Diseño interno del disco.....	78
Figura 5.3 Cubierta del disco.....	78
Figura 5.4 Ensamblaje del disco.....	79
Figura 5.5 Ensamblaje electrónico.....	80
Figura 5.6 Rehabilitador virtual interactivo terminado.....	81
Figura 5.7 Terapia en paciente sano.....	83
Figura 5.8 Paciente geriátrico rehabilitándose.....	84

CAPÍTULO I

1. PROBLEMA

El Instituto Ecuatoriano de Seguridad Social (IESS) es el organismo gubernamental responsable de brindar seguridad social y médica, entre otras, a sus afiliados. En la sede de Ibarra, diariamente, cerca de 800 personas asisten y se benefician de los servicios que provee la institución. Así como, los 1500 pacientes (en promedio mensual) que se encuentran hospitalizados. Dentro de la institución de existe el área de Geriátrica que atiende cerca de 102 pacientes, los cuales permanecen internos de 1 a 2 semanas [1].

El envejecimiento humano es un fenómeno universal e inevitable. En Ibarra el 8% de la población se encuentra ubicado en la tercera edad [2]. El envejecimiento se asocia con una pérdida de la función neuromuscular y del rendimiento, en parte relacionada con la disminución de la fuerza y potencia muscular, causada por una pérdida de la masa de los músculos esqueléticos y los cambios en la arquitectura muscular. Esta disminución de la fuerza y de la potencia muscular, junto con otros factores como el envejecimiento del sistema nervioso y motor, tiene implicaciones funcionales tales como disminución de la velocidad al caminar, aumento del riesgo de caídas, y una reducción de la capacidad de llevar a cabo actividades de la vida diaria. Todo esto contribuye a una pérdida de independencia y una reducción en la calidad de vida de las personas. [3].

La articulación de tobillo es una de las estructuras óseas de mayor soporte de peso del cuerpo humano. Como resultado de su función y estructura, el tobillo es la articulación más comúnmente lesionada. Por este motivo los planes inteligentes de fisioterapia y los tratamientos individualizados deben ser primordiales en una recuperación funcional de tobillo ya que es el eje principal del equilibrio del cuerpo.

Una de las maneras de realizar la recuperación funcional del tobillo es con la ejecución de ejercicios de rehabilitación, siendo los fisioterapeutas del IESS los responsables de brindar de manera directa este servicio. Actualmente los fisioterapeutas no alcanzan a cubrir la demanda de los pacientes geriátricos que se presentan en el área. Por tal motivo, los adultos mayores se encuentran en constante riesgo a perder su equilibrio durante la marcha, debido a la falta de tonicidad muscular que se encuentra en la articulación del tobillo producto de la inmovilidad y la inactividad propias de la edad.

Por esta razón la actividad física cumple un papel primordial en el bienestar del adulto mayor para conseguir con éxito un envejecimiento saludable, con la implementación de un dispositivo de rehabilitación se mejora ampliamente la movilidad del tobillo ya que permite movilidad activa libre, evitando al máximo el apareamiento de dolor, fragilidad y rigidez del tobillo por inactividad así como también busca mejorar rangos de movimiento y el equilibrio de adultos mayores y por ende reducir el riesgo de caídas. Además de ayudar a mantener su autonomía e independencia para las actividades de la vida diaria.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 OBJETIVO GENERAL

- Diseñar y construir un rehabilitador virtual interactivo para mejorar la movilidad del tobillo en adultos mayores.

1.1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Investigar y comparar los dispositivos de rehabilitación de tobillo más usados en la región.
- Diseñar el dispositivo según los requerimientos de las personas de la tercera edad.
- Construir el rehabilitador de tobillo
- Realizar pruebas de funcionamiento.

1.2 ALCANCE

Este instrumento de fisioterapia consta de tres partes principales que son el diseño del disco, la interfaz gráfica y la parte electrónica. Este proyecto es la sinergia de varias ramas de la ingeniería, por lo que detallamos cada una de sus partes para comprender su integración y el funcionamiento del sistema.

La primera parte comprende el diseño del disco, en el cual en base a ponderación de criterios es construido para que el paciente pueda realizar movimientos de flexo-extensión, dorso-flexión, inversión y eversión los cuales son necesarios para mejorar la movilidad del tobillo. Además este disco está diseñado con el propósito de albergar la parte electrónica del sistema.

La parte virtual e interactiva del proyecto consta básicamente de varios niveles de un video juego el cual está diseñado para que el paciente (adulto mayor) participe de manera activa dentro de su tratamiento o rehabilitación dependiendo del caso.

Y por último la parte electrónica encargada de realizar la integración de todos los elementos para el correcto funcionamiento del sistema. Este sistema electrónico es el encargado de procesar las señales del giroscopio y mediante el control de una placa Arduino enviar las señales de mando para poder interactuar con el videojuego.

La meta principal del sistema es la de proponer un método diferente de realizar terapia física en adultos mayores, buscando que la rehabilitación sea lo más divertida posible para de este modo maximizar resultados.

1.3 JUSTIFICACIÓN

El sistema propuesto tiene un alto valor investigativo ya que en la actualidad existen pocos estudios referentes a la funcionalidad del adulto mayor y de su reinserción a la sociedad. Muchos de los sistemas terapéuticos existentes en el mercado fueron desarrollados únicamente para inducir movimientos de rehabilitación de tobillo, por otra parte, pocos estudios tienen el objetivo de hacer divertida la rehabilitación mediante el uso de video juegos [4], y menos aún, existen estudios enfocados a la reinserción social de adultos mayores [5] utilizando técnicas nuevas de actividad física mediante un método tecnológico y lúdico.

El aspecto social es de vital importancia dentro del enfoque de este proyecto ya que tiene que ver directamente con el envejecimiento activo. El término “activo” hace referencia a una participación continua en las cuestiones sociales, económicas, culturales, espirituales y cívicas no solo a la capacidad de estar físicamente activo o participar en actividades manuales. El envejecimiento activo trata de ampliar la esperanza de vida saludable y la calidad de vida de las personas a medida que envejecen, incluyendo aquellas personas frágiles, con discapacidad o que necesitan asistencia [6].

La construcción del rehabilitador virtual interactivo es de gran utilidad para los pacientes y fisioterapeutas, permitiendo una mejor respuesta en las funciones cerebrales, además de reducir la cantidad de días de tratamiento, y mayor cumplimiento por parte del paciente. Igualmente propone ser un dispositivo de amplia utilidad fisioterapéutica y a un bajo costo ya que sus materiales se pueden encontrar en el medio.

El sistema propuesto es diseñado de este modo ya que si bien es cierto que es cinemática mente y mecánicamente más simple que otros dispositivos, también es cierto que este sistema es completamente capaz de desempeñar los ejercicios requeridos por el personal de fisioterapia para realizar actividad física en adultos mayores y de este modo mejorar la movilidad del tobillo así como también la rehabilitación en caso de lesiones no quirúrgicas.

Para que el adulto mayor que ha sufrido una lesión pueda retomar sus actividades, sin ningún inconveniente ni temor de volver a lastimarse o sufrir alguna herida similar se requiere que el conjunto de ligamentos, músculos y tendones del tobillo se encuentren totalmente fortalecidos. Si la rehabilitación del movimiento se lleva a cabo de manera deficiente o el paciente no tiene acceso a la misma, esto puede significar que la recuperación se prolongue y más de lo debido o que no se recupere satisfactoriamente.

1.4 LIMITACIONES

Existen dos posibles razones por las cuales la realización del proyecto pueda verse interrumpida una de ellas es el hecho de que el IESS al ser una institución del estado se maneja de manera política, por lo que no se puede asegurar la permanencia de las personas que trabajan en la institución; entre los promotores del proyecto.

Otro inconveniente es el hecho de que el dispositivo propuesto resulte extraño o incómodo para los pacientes geriátricos ya el proyecto propone un método diferente de realizar terapia física en adultos mayores.

CAPÍTULO II

2. MARCO TEÓRICO

Este capítulo se trata sobre el estudio de la base teórica necesarias para generar las propuestas de solución. Inicialmente se plantean estudios previos referentes a rehabilitadores de tobillo y bienestar del adulto mayor, se plantean los fundamentos teóricos necesarios para la realización de la investigación y finalmente se realiza el glosario de términos.

2.1 ANTECEDENTES

Durante muchos años, se han realizado diferentes investigaciones relacionadas con el diseño de equipos de rehabilitación para tobillo. En 2012, Godoy [7] propone un robot paralelo, como el mostrado en la figura 2.1, mediante cinemática inversa que realiza la rehabilitación pasiva de dos movimientos básicos y comúnmente utilizados en el proceso de rehabilitación del tobillo como son el de dorso/plantar flexión y eversión/inversión. Por otra parte, en 2013, Blanco [8], propone un mecanismo paralelo, es de baja inercia, alta rigidez, compacto, portabilidad y resolución precisa comparado con robots en serie, cuya característica principal es que es un dispositivo del tipo MCP (Memoria a Corto Plazo), capaz de proporcionar de manera pasiva los movimientos de dorso flexión/plantar flexión e inversión/eversión en un rango de 30°, véase figura 2.2. Seguidamente, Gomes en 2013 [9], propone un rehabilitador de tobillo basado en una mesa XY consistiendo en dos guías lineales las cuales proporcionas movimientos en las direcciones de los ejes X (Horizontal) y Y (Vertical).

La misma tiene un control PID (Derivador Proporcional Integral) con seguimiento de trayectorias planificadas para proporcionar de manera pasiva movimientos suaves de rehabilitación, para realizar movimientos de dorso flexión/plantar flexión y abducción/aducción. En 2014 Guzmán [4] presenta un sistema interactivo para la rehabilitación del tobillo llamado TobiBot, como se muestra en la figura 2.3. Este dispositivo de 1 grado de libertad es capaz de realizar los movimientos de dorso flexión/plantar flexión, cuenta con dos modos de funcionamiento uno para la recuperación pasiva y otro para la recuperación activa en la cual existe la interacción con videojuegos. Y finalmente Nagua en 2015 [10] presenta en la ESPE Sangolqui, Ecuador un dispositivo basado en una estructura paralela de 2 grados de libertad, dotado de un sistema de control y mecanismos que emulan los movimientos naturales del tobillo tales como dorso flexión/plantar flexión y eversión/inversión con el fin de mejorar la función motora de músculos y tendones. Además este dispositivo puede soportar el peso de una persona con índice de masa corporal 40 y una altura de 1.9 metros equivalente a un peso de 1414N, véase figura 2.1.

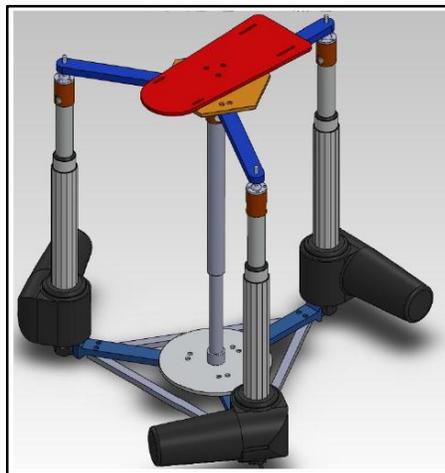


Figura 2.1 Robot paralelo rehabilitador de tobillo



(a) Prototipo virtual



(b) Prototipo físico

Figura 2.2 Rehabilitador*Figura 2.3 Dispositivo de rehabilitación pasiva de lesión de tobillo.**Figura 2.4 TobiBot*

En el campo geriátrico también se han realizado algunas investigaciones, todo con el propósito de encontrar el bienestar del adulto mayor tal es el caso de Santillana Sonia que en 2002 [12] realiza un estudio cuyo principal objetivo es identificar los diferentes factores asociados con caídas en el adulto mayor, para ello se realiza un estudio de diseño transversal descriptivo a 924 pacientes mayores de 60 años de edad que por haberse caído ingresan al servicio de urgencias del hospital de traumatología “Víctor de la Fuente Narváez” en la ciudad de México.

En este estudio se analiza los mecanismos y las causas más frecuentes de caídas en adultos mayores, así como también la frecuencia de estructuras corporales lesionadas por caídas. Seguidamente Moreno González en 2005 [13] como docente de la universidad de Tolima – Colombia realiza un trabajo cuyo objetivo es analizar la incidencia de la actividad física en el adulto mayor, como vía asequible para mejorar la calidad de vida. Para lograr este objetivo se plantea un programa de ejercicios en 30 personas mayores de 60 años, dicho programa es ejecutado en forma de circuito de entrenamiento de forma que trabajen miembros superiores e inferiores alternadamente, esto dio como resultado: la mortalidad pos infarto del miocardio se reduce en 20 %, facilita la actividad articular y previene la osteoporosis y fracturas óseas, y se aumenta la absorción de calcio y potasio. Por otra parte En 2010 en Talca – Chile, Valeska Rojas [14] realiza un estudio experimental e internacional acerca del impacto del entrenamiento del balance a través de realidad virtual en 20 sujetos adultos mayores de edad promedio de 69 años en el cual se evalúa el balance y control postural a partir de una plataforma postográfica estática (Estándar y Tándem) antes de comenzar la intervención, a las 3, 6 y 8 semanas después del tratamiento dando como resultado: el entrenamiento con realidad virtual mejora significativamente el balance y el control postural en los adultos mayores así como también mejora los efectos de cualquier tipo de terapia física que se realice. En el mismo año más tarde Pilar Jurschik [15] evalúa la medición de fragilidad en el adulto mayor a partir de 5 criterios: pérdida involuntaria de peso, agotamiento, lentitud de movilidad, debilidad muscular y bajo nivel de actividad física, con el propósito de prevenir y buscar el perfeccionamiento de nuevos programas de intervención. Para ello se realiza un estudio piloto de diseño transversal a una muestra de 323 adultos mayores en la ciudad de Lleida – España, lo cual da como resultado que a medida que la fragilidad aumenta. El estado cognitivo, las actividades de la vida diaria y el estado nutricional se deterioran y existe mayor comorbilidad. Finalmente Assumpta Ferrer en 2014 [16] realiza un estudio descriptivo transversal de un ensayo clínico aplicado a 273 pacientes del grupo Octabaix en Barcelona – España, en el cual se describe el envejecimiento satisfactorio y se analiza su asociación con

indicadores de fragilidad en adultos mayores como son: debilidad muscular, lentitud en la marcha, pérdida de peso, agotamiento y escasa actividad física, con el fin de detectar alteraciones en la funcionalidad y cognición para mejorar intervenciones posteriores hacia un envejecimiento más óptimo en los más mayores. Lo cual da como resultado que los criterios de envejecimiento no satisfactorio están asociados a la escasa actividad física, la debilidad, lentitud y agotamiento.

2.2 BASES TEÓRICAS

2.2.1 ADULTO MAYOR

Se considera que una persona de la tercera edad cuando sobrepasa el límite de los 65 años y a medida que incrementa el límite aumenta la probabilidad de que aparezca una limitación en la funcionalidad corporal, signo característico de envejecimiento; pero ¿Qué es envejecimiento? Según Ladinez Nancy [7] “El envejecimiento es un proceso fisiológico que comienza en la concepción y ocasiona cambios característicos de la especie durante todo el ciclo de la vida. Tales cambios producen una limitación a la adaptabilidad del organismo en relación con el medio”.

Además se debe tomar en cuenta que el ser humano por naturaleza se va deteriorando a través del tiempo, este deterioro puede ser cognitivo y físico. La tabla 2.1 recopila los cambios estructurales en los diferentes aparatos y sistemas, cada uno con sus consecuencias fisiológicas o fisiopatológicas, propias del proceso de envejecimiento.

Tabla 2.1 Cambios estructurales

CAMBIOS ESTRUCTURALES	CONSECUENCIAS
<p>SISTEMA NERVIOSO</p> <ul style="list-style-type: none"> - Pérdida neuronal variable. - Disminución de conexiones interdentriticas. - Disminución de flujo sanguíneo cerebral. - Disminución de velocidad. 	<ul style="list-style-type: none"> - Alteraciones intelectuales. - Lentitud y escasos de movimientos. - Hipotensión postural, mareos, caídas. - Reparación de reflejos primitivos
<p>APARATO LOCOMOTOR</p> <p>HUESOS</p> <ul style="list-style-type: none"> - Pérdida universal de masa ósea. <p>ARTICULACIONES</p> <ul style="list-style-type: none"> - Disminución de la elasticidad articular. - Degeneración fibrilar del cartílago articular. <p>MÚSCULOS</p> <ul style="list-style-type: none"> - Disminución de células musculares. - Aumento de contenido de grasa muscular. 	<ul style="list-style-type: none"> - Osteoporosis. - Fragilidad ósea. - Fracturas de huesos. - Limitación articular. - Rigidez articular. - Pérdida de fuerza muscular progresiva. - Disminución de la eficacia mecánica del musculo.

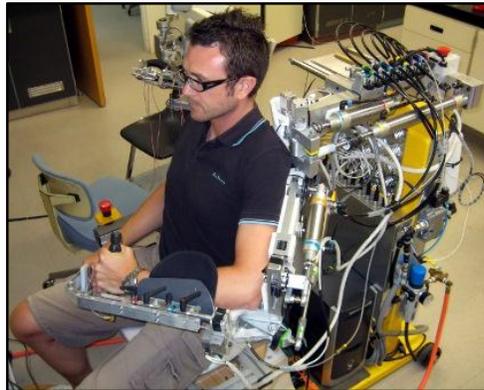
Los cambios estructurales comprenden la reducción de la flexibilidad de los tejidos, la pérdida de células nerviosas, el endurecimiento de los vasos sanguíneos y la disminución general del tono corporal en el aspecto físico, en el aspecto cognitivo se evidencia un trastorno que afecta el funcionamiento social y profesional del adulto mayor denominado demencia [6], mismo que afecta al a la autonomía del paciente y su calidad de vida.

2.2.1.1 Envejecimiento activo e incidencia del ejercicio en el adulto mayor

Envejecimiento activo es el proceso de optimización de las oportunidades de salud, participación y seguridad con el fin de mejorar la calidad de vida a medida que las personas envejecen [6]. El término “activo” hace referencia a la participación del adulto mayor en cuestiones sociales, familiares, económicas no solo a la capacidad de estar físicamente activo o participar en actividades manuales. El envejecimiento activo trata de ampliar la esperanza de vida saludable y la calidad de vida para todas las personas a medida que envejecen, incluyendo aquellas personas frágiles, con discapacidad o que necesitan asistencia.

2.2.2 AMBIENTES VIRTUALES PARA LA REHABILITACIÓN

Esta tecnología emerge como una terapia adicional que promete ayudar a las personas a superar traumas físicos o cognitivos sin enfrentar la frustración y la incomodidad que les produce los métodos actuales de realizar rehabilitación, en el cual el fisioterapeuta mediante movimiento pasivo asistido realiza determinadas rutinas de movimientos para la rehabilitación, haciendo que el paciente sea un ente pasivo, sin participar activamente en el proceso de rehabilitación. Desde esta perspectiva, la realidad virtual crea situaciones y espacios donde las personas pueden evaluar sus competencias y repetirlos un sin número de veces hasta lograr el resultado deseado. Véase figura 2.5.



(a) T-WREX System [17]



(b) Cinta de caminar [18]



(c) Nintendo Wii [19]



(d) IREX System [20]

Figura 2.5 Dispositivos de realidad virtual

Existen tres ideas fundamentales referentes a la realidad virtual:

- Inmersión.
- Interacción.
- Involucramiento.

La interacción permite que el usuario interactúe con el ambiente, controlando el ritmo de trabajo. El involucramiento se obtiene a través del estímulo de los sentidos; y, la sensación de inmersión es alcanzada a través del empleo de una tecnología específica que permiten al usuario navegar a través del ambiente virtual e interactuar con objetos virtuales [9].

2.2.3 PROPIOSEPCIÓN

La propiocepción hace referencia a la capacidad del cuerpo de detectar el movimiento y posición de las articulaciones, proviene de dos palabras propio – de uno mismo y cepción – conciencia, es decir, que la propiocepción es la conciencia del cuerpo, estructura, forma, los límites que posee; adicionalmente es importante en los movimientos comunes que realizamos diariamente y especialmente, en los movimientos que requieren una coordinación especial.

2.2.3.1 Sistema Propioceptivo

Este sistema está compuesto por una serie de receptores nerviosos que están en los músculos, articulaciones y ligamentos. Se encargan de detectar el grado de tensión muscular y estiramiento muscular, información que es enviada sistemáticamente a la médula y al cerebro para que la procese. El cerebro procesa dicha información y la envía a los músculos para que se realicen los ajustes necesarios en cuanto a la tensión y estiramiento muscular y así conseguir el movimiento deseado [18]. Podemos decir que los propioceptores forman parte de un mecanismo de control de la ejecución del movimiento pues es un proceso subconsciente y muy rápido, lo realizamos en forma de reflejo.

2.2.3.2 Entrenamiento del sistema propioceptivo y disco Freeman

El sistema propioceptivo puede entrenarse a través de ejercicios específicos para responder con mayor eficacia a estímulos externos lo cual ayuda a mejorar la fuerza, coordinación, equilibrio, tiempo de reacción ante situaciones determinadas y a compensar la pérdida de sensaciones ocasionada tras una lesión articular para evitar el riesgo de que ésta se vuelva a producir [18]. A través del entrenamiento propioceptivo, las personas mejoran los mecanismos de reflejo, aumentan el rendimiento y disminuye las inhibiciones que lo reducen, con este entrenamiento propioceptivo, los reflejos básicos incorrectos tienden a eliminarse para optimizar la respuesta.

La propiocepción se trabaja a través de ejercicios de equilibrio, coordinación y cambios de superficie, estos ejercicios deben comenzar de un modo simple y a medida que se va adquiriendo destreza se va complicando, introduciendo una serie de materiales desestabilizadores como colchonetas, tabla de equilibrio, disco propioceptivo entre otros. En la figura 2.6 se muestra algunas variaciones de los dispositivos utilizados actualmente para realizar este tipo de terapia en el tobillo.



(a) Disco Freeman [23]

(b) Tabla de equilibrio [24]

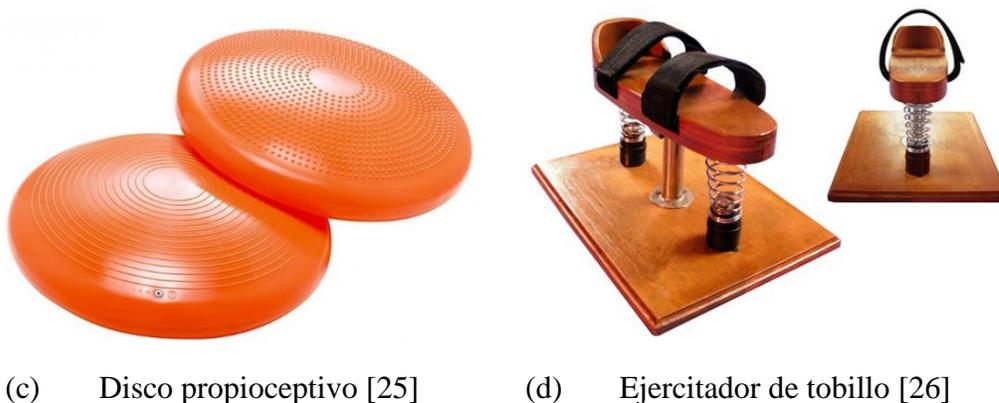


Figura 2.6 Dispositivos rehabilitadores de tobillo

2.2.4 MOVILIDAD ARTICULAR, ELASTICIDAD Y FLEXIBILIDAD

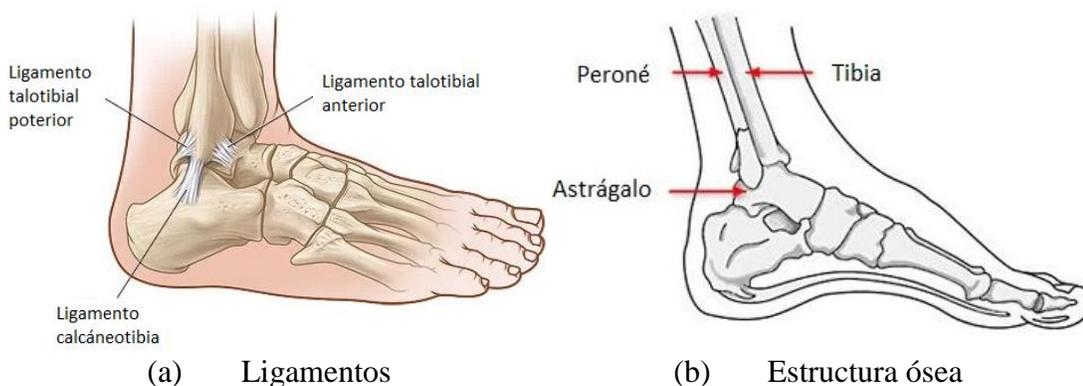
La movilidad articular es la capacidad que se tiene para realizar un desplazamiento de cualquier parte del cuerpo, que se realiza dentro de un segmento que será siempre lo más amplio posible; la flexibilidad es la capacidad del cuerpo para poder deformarse sin sufrir deterioros ni daños estructurales, es una propiedad que el cuerpo posee gracias a las articulaciones; finalmente la elasticidad es la capacidad que posee el cuerpo para recuperar su posición o su forma originaria una vez que se acaba la fuerza externa que le causó alguna deformación [19]. Por lo tanto, lo expuesto anteriormente, cuando se habla de músculos se hace referencia a una cualidad de tipo elástica que éstos poseen teniendo en cuenta que éstos pueden elongarse y a su vez pueden retraerse por sí mismos. Por otra parte, cuando se hace mención a las articulaciones se está haciendo referencia a la posibilidad de flexionarlas en diferentes posiciones.

2.2.5 EL TOBILLO

El pie, eslabón más distal de la extremidad inferior, sirve para conectar el organismo con el medio que lo rodea, es la base de sustentación del aparato locomotor y tiene la capacidad, gracias a su peculiar biomecánica, de convertirse en una estructura rígida o flexible en función de las necesidades para las que es requerido y las características del terreno en que se mueve [10]. La articulación encargada de realizar el movimiento funcional del pie es el tobillo, siendo una de las partes más complejas del sistema esquelético ya que juega un papel importante en la locomoción humana, transmitiendo fuerzas y torques a la tierra durante el andar.

2.2.5.1 Constitución anatómica

El tobillo es una articulación sinovial compuesto por cuatro estructuras principales, mismas que se muestran en la figura 2.7.



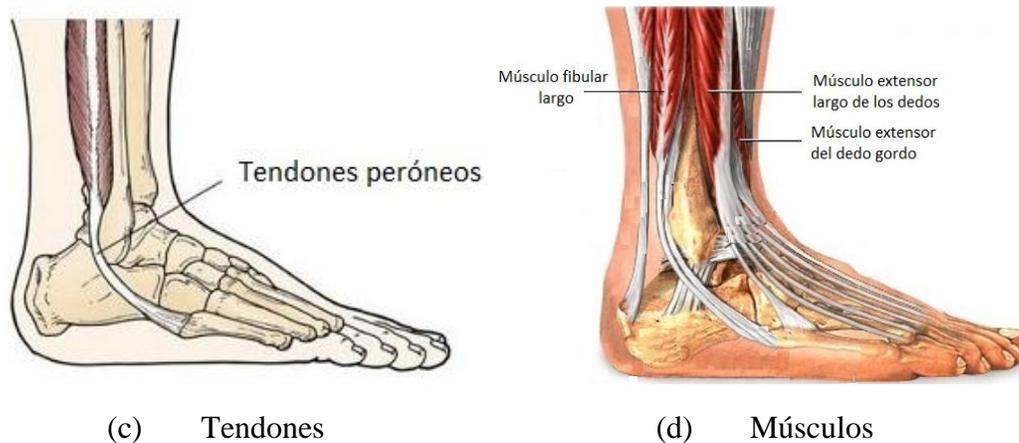


Figura 2.7 Estructura anatómica del tobillo.

2.2.5.2 Rangos de movimiento

El pie posee un conjunto de articulaciones que le permiten el movimiento en los 3 planos del espacio. Estos movimientos son de dorso flexión – plantar flexión, eversión – inversión y abducción – aducción, sus rangos de valores normales se especifican en la tabla 2.2.

Tabla 2.2 Rangos de movimiento del tobillo.

TIPO DE MOVIMIENTO	MOVIMIENTO MÁXIMO
Dorso flexión	20.3° a 29.8°
Plantar flexión	37.6° a 45.8°
Inversión	14.5° a 22.0°
Eversión	10.0° a 17.0°
Abducción	15.4° a 25.9°
Aducción	22.0° a 26.0°

Desde un punto de vista funcional podemos agrupar las articulaciones en 2 grupos:

- Articulaciones de acomodación, que tienen como misión amortiguar el choque del pie con el suelo y adaptarlo a las irregularidades del terreno. Son las articulaciones del tarso y tarso metatarsianas.
- Articulaciones de movimiento. Su función es principalmente dinámica y son fundamentales para la marcha. Son la del tobillo y las de los dedos [10].

2.2.6 MOVIMIENTO ACTIVO PARA REHABILITAR EL TOBILLO

El término activo hace referencia a que el movimiento es realizado por la persona sin ningún tipo de ayuda adicional. Para poder realizar la rehabilitación funcional de tobillo mediante movimientos activos existen rutinas de rehabilitación de tobillo establecidas, los cuales deben ser vigilados o supervisados por el fisioterapeuta para su correcta ejecución del movimiento. Los movimientos que se debe realizar se detallan en la figura 2.8.

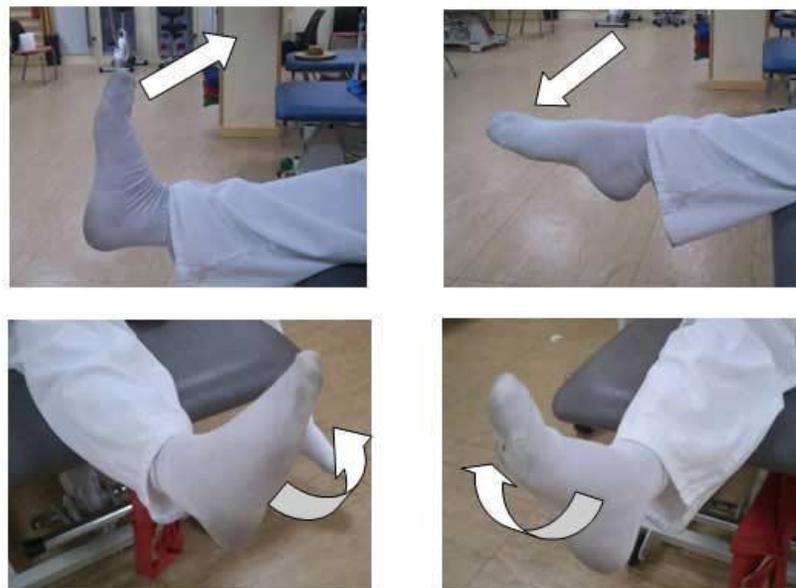


Figura 2.8 Movimientos para la rehabilitación activa de tobillo

La rutina a seguir consta de movimientos de tobillo de flexión y extensión, se realiza al menos 20 veces repeticiones en cada posición, además se ejecuta círculos con los pies manteniendo las rodillas extendidas y la pierna ligeramente levantada de la camilla, realizamos 20 círculos hacia dentro y otros 20 hacia fuera. Al realizar los movimientos de rehabilitación se debe tomar en cuenta lo siguiente:

- Los ejercicios deberán realizarse de forma lenta y controlada.
- Cada ejercicio deberá realizarse al menos 2 veces al día, realizando 2 series de 10 a 15 repeticiones de cada ejercicio.

Finalmente, como resultado de su función y estructura, el tobillo es la articulación más lesionada, por esta razón es importante trabajar el fortalecimiento y el estiramiento de las estructuras cercanas a la articulación del tobillo.

2.2.7 REHABILITADOR VIRTUAL INTERACTIVO

El proyecto rehabilitador virtual interactivo se compone de cuatro partes fundamentales el software que comprende todos los programas ejecutados en la elaboración del proyecto, hardware que conforma la parte física del dispositivo y finalmente el sistema de control que permite realizar una interfaz entre la parte electrónica y virtual del dispositivo. Dicho proceso de elaboración de este proyecto se detalla a continuación:

2.2.8 Software del dispositivo

2.2.8.1 Arduino Uno

Arduino es una plataforma de código abierto utilizada para la construcción de proyectos electrónicos, consta de una placa de circuito programable física basada en el ATmega328 como se muestra en la figura 2.9 y una pieza de software o IDE (Entorno de Desarrollo Integrado) que se ejecuta en un computador que se utiliza para escribir y cargar el código.



Figura 2.9 Placa Arduino Uno

La plataforma Arduino es una placa muy popular entre las personas que inician estudios en el campo de la electrónica, debido a que no necesita una pieza de hardware separada o adicional (llamada programador) simplemente utiliza un cable USB para cargar un nuevo código. El IDE de Arduino utiliza una versión simplificada de C++, lo que facilita su programación.

A demás, proporciona un factor de forma estándar que rompe las funciones del microcontrolador en un paquete más accesible [7]. Véase figura 2.10.

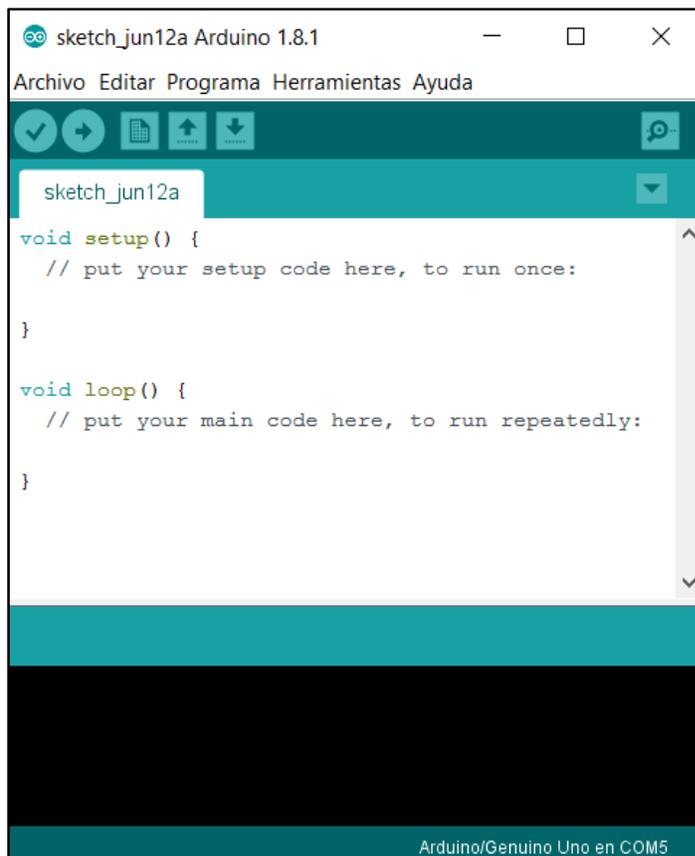


Figura 2.10 Ventana predeterminada del IDE de Arduino

Las especificaciones técnicas del Arduino Uno se detallan en la tabla 2.3.

Tabla 2.3 Características técnicas Arduino Uno

Microcontrolador	Atmega328
Voltaje de operación	5 V
Voltaje de entrada (Recomendado)	7 – 12 V
Voltaje de entrada (Límite)	6 – 20 V
Pines para entrada / salida digital	14 (6 pueden usarse como salida de PWM)
Pines de entrada analógica	6

Corriente continua por pin IO	40 mA
Corriente continua en el pin 3.3 v	50 mA
Memoria flash	32 KB
SRAM	2 KB
EEPROM	1 KB
Frecuencia del reloj	6 MHz

2.2.9 UNITY 3D

Unity es un motor de video juego multiplataforma creado por Unity Technologies que permite desarrollar juegos virtuales en segunda y tercera dimensión disponible para sistemas operativos Windows, Mac y Linux. Unity tiene dos versiones Unity Free y el Unity Pro, cada una con diversas ventajas las cuales se detallan a continuación:

Unity Free

- No soporta algunas plataformas que están disponibles.
- Los gráficos son de calidad media.
- No se puede cambiar el color de la interfaz.
- No permite trabajar en equipo.
- El proyecto tendrá una marca registrada de Unity en el videojuego.
- Si se comercializa el límite de fondos es de 100.000 dólares, si sobrepasa el límite se debe comprar la licencia profesional.

Unity Profesional

- Soporta todas las plataformas disponibles.
- Los gráficos son de alta calidad.
- Se puede cambiar el color de la interfaz.
- Permite trabajar en equipo.
- El proyecto permite eliminar el logo de Unity en el videojuego.
- Posee herramientas adicionales que facilita la creación de proyectos.

Es así que la versión Pro maneja todas las plataformas de compilación disponibles observadas en la figura 2.11 (a) y (b); mientras que la versión Free maneja las mismas plataformas de compilación a excepción de PS3, PS Vita y PS4. Como se puede observar no existe mayores restricciones y diferencias significativas entre sus dos versiones.

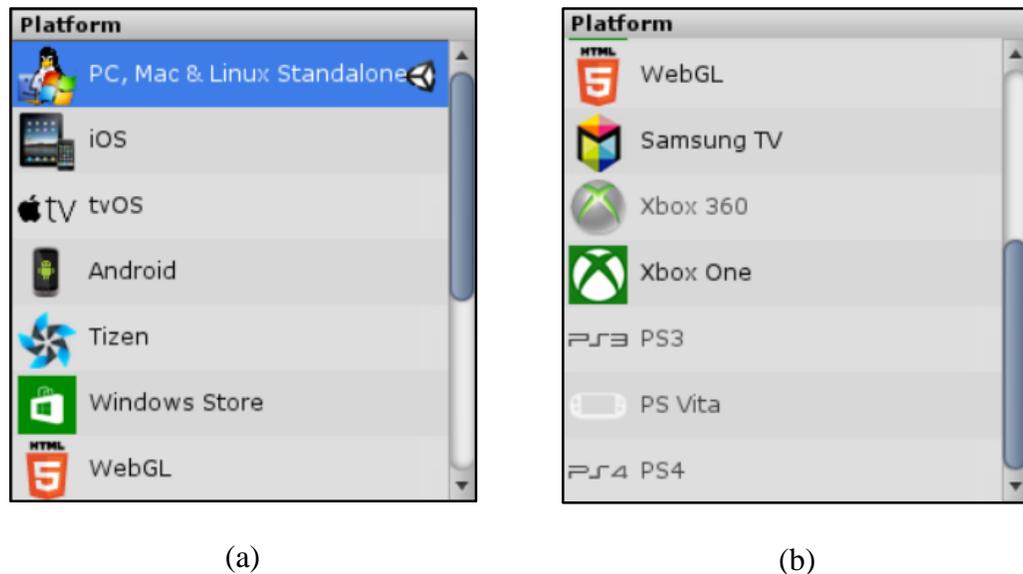


Figura 2.11 Plataformas de Unity

El motor gráfico de Unity no solo es utilizado para la creación de videojuegos sino también en las industrias, empresas, arquitectura y educación los cuales son utilizados para crear simulaciones mecánicas.

Sin embargo en la creación de videojuegos el sistema integrado Unity proporciona componentes y parámetros que manejan la simulación física para el usuario en donde puede crear objetos, dar forma, asignar cualidades, comportamientos, propiedades y fuerzas físicas, (coalición, gravedad); es por ello que al controlar la física desde scripts, el usuario puede darle a un objeto la dinámica de movimiento de un vehículo, maquina, tela, etc.

En la siguiente figura 2.12 se muestra la ventana del diseño gráfico y parte física del proyecto.

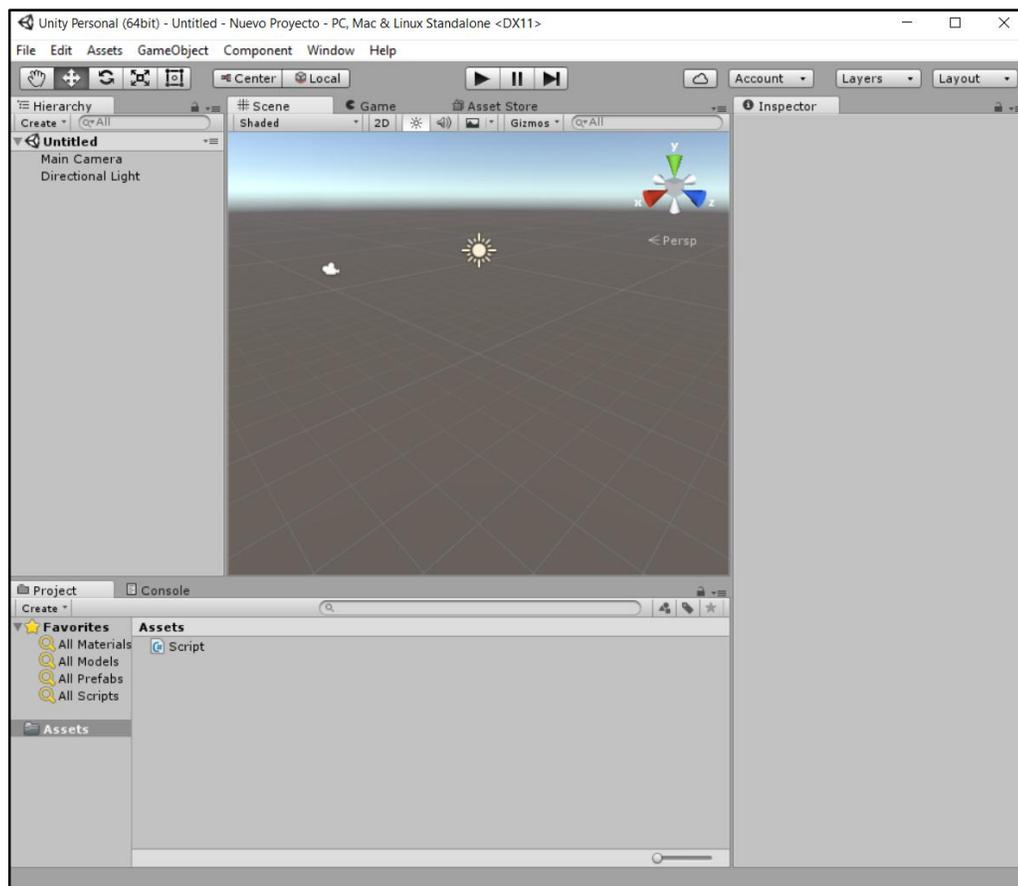


Figura 2.12 Ventana predeterminada de Unity

2.2.10 SCRIPTS

La programación de scripts es un ingrediente esencial en todos los juegos, incluso el juego más simple necesita scripts para responder a entradas del jugador y asegurar que los eventos del juego se ejecutan en el momento adecuado, los scripts pueden ser usados para crear efectos, gráficos y controlar el comportamiento físico de objetos o incluso implementar un sistema de inteligencia artificial para los personajes del juego, para lo cual específicamente Unity soporta dos lenguajes oficiales de software Java Script y CSharp, sin embargo se puede instalar diferentes lenguajes de programación como C++ pero no es recomendable ya que puede ocasionar errores en los proyectos al ejecutarlos ya que no son plugins oficiales de Unity. En la figura 2.13 se observa la ventana de programación.

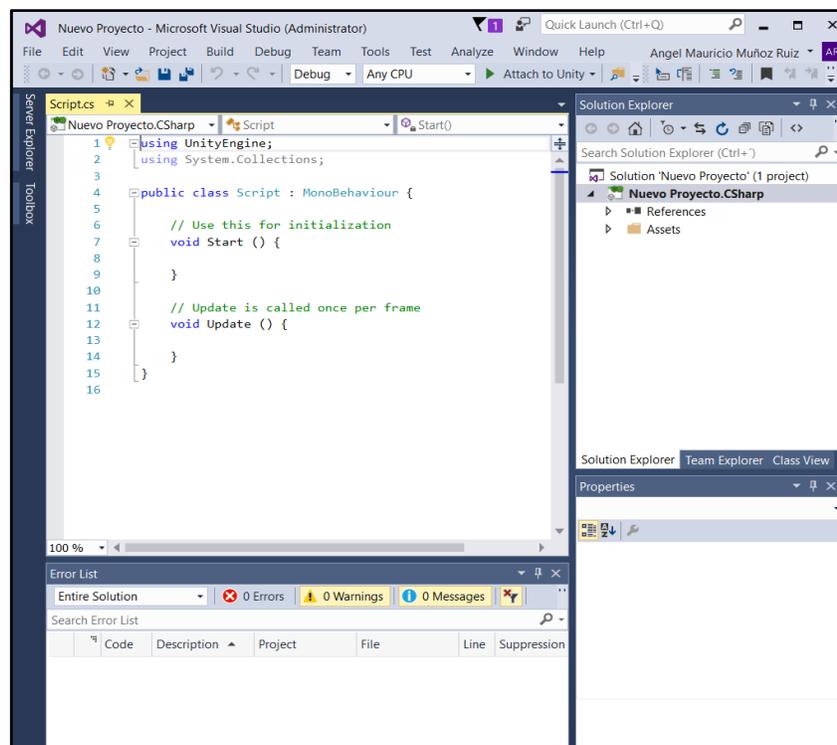


Figura 2.13 Ventana de programación CSharp

2.2.11 SISTEMA DE CONTROL

2.2.11.1 Acelerometro

Los acelerómetros son dispositivos que detectan la fuerza de la aceleración de un objeto ya sea estática o dinámica. Las fuerzas estáticas incluyen la gravedad, mientras que las fuerzas dinámicas pueden incluir vibraciones, golpes o movimiento. La fuerza de la gravedad se mide en metros por segundo al cuadrado (m/s^2) o en fuerzas G (g). La fuerza de la gravedad para los habitantes del planeta Tierra es equivalente a $9,8 m/s^2$, sin embargo esto varía ligeramente con la altitud pues los acelerómetros son útiles para detectar las vibraciones en los sistemas o para aplicaciones de orientación.

2.2.11.2 Funcionamiento

La aceleración se puede medir en tres ejes (x,y,z); las cuales generalmente contienen placas internas capacitivas, algunas de estas son fijas mientras que otros se unen a resortes que se mueven conforme a las fuerzas de aceleración que actúan sobre el sensor. La aceleración se puede determinar a partir de los cambios de la capacitancia los cuales son determinados en base a la relación del movimiento de dichas placas internas. [8]. Véase figura 2.14.

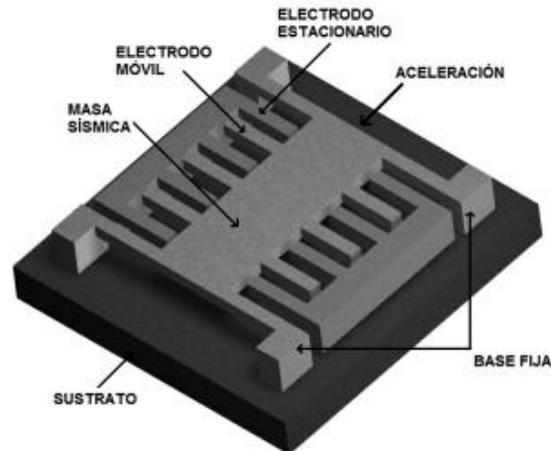


Figura 2.14 Fundamento del acelerómetro

Usualmente los acelerómetros utilizan para comunicarse un convertidor analógico, digital e interfaz de conexión modulada por ancho de pulsos (pwm), los acelerómetros analógicos entregan un voltaje proporcional a la aceleración en cada uno de sus ejes que normalmente fluctúan entre tierra y el valor de alimentación V_{cc} ; mientras los acelerómetros digitales pueden comunicarse a través de los protocolos de comunicación de SPI o I2C; estos tienden a tener más funcionalidad y son menos susceptibles al ruido que los analógicos; finalmente los acelerómetros de interfaz modulada por ancho de pulso (PWM) tienen salidas de onda cuadrada con un periodo conocido, pero su ciclo de trabajo varía con cambios en la aceleración. Véase figura 2.15.



(a) Analógico (b) Digital (c) PWM

Figura 2.15 Tipos de Acelerómetros

Generalmente los acelerómetros son dispositivos de baja potencia cuya corriente requerida se encuentra en la gama de los micro (μ) o mili – amperios y tiene una tensión de alimentación 5 V o menos, pues el consumo de corriente varía dependiendo de la configuración, lo que permite que el acelerómetro sea efectivo en aplicaciones que utilicen batería.

2.2.12 ADXL335

El ADXL335 es un acelerómetro tri axial completo de bajo consumo que mide la aceleración dinámica (movimiento, choque, vibración) y la aceleración estática (inclinación o gravedad) en un rango de ± 3 g con 0.3% de no linealidad y 0.01%/°C de estabilidad de temperatura. Véase figura 2.16.

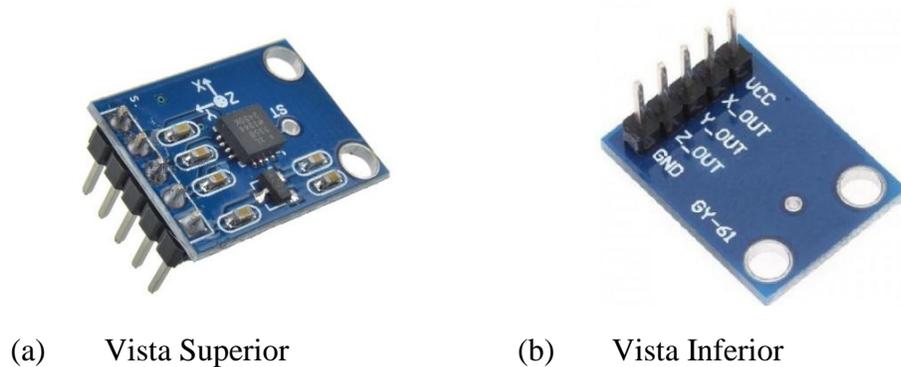


Figura 2.16 Acelerómetro ADXL335

Para su funcionamiento el usuario selecciona el ancho de banda del acelerómetro usando los capacitores individuales en los pines Zout, Yout y Xout. El ancho de banda de medición puede seleccionarse para adaptarse a cada aplicación desde 0.5 Hz a 1600 Hz para ejes X y Y, y desde 0.5 Hz a 550 Hz para el eje z. Funcionando en una sola fuente de 1.8V a 3.6V, el ADXL335 consume 350 μ A. En la figura 2.17 puede observarse el diagrama de bloques interno del ADXL335 [9].

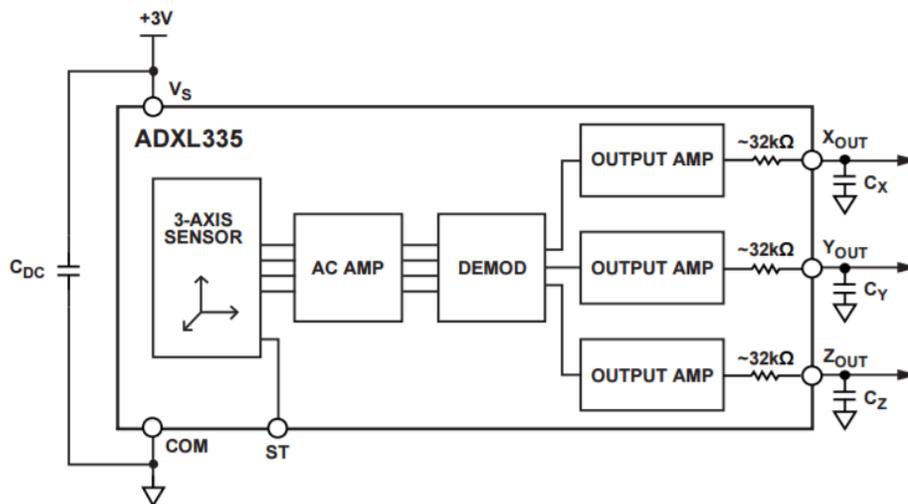
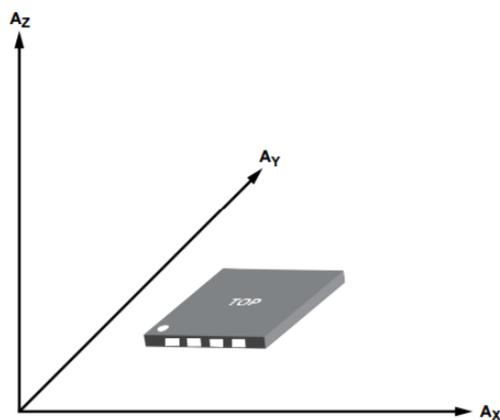


Figura 2.17 Diagrama de bloques funcional del ADXL335

Esta interfaz trata de un sensor analógico de tres pines y tres voltajes proporcionales a la aceleración de cada eje. Algo muy importante de este sensor es que se debe conectar a la fuente de 3.3 v caso contrario al conectarlo a la salida de 5 v del Arduino se dañaría el sensor irremediablemente [8].



(a)

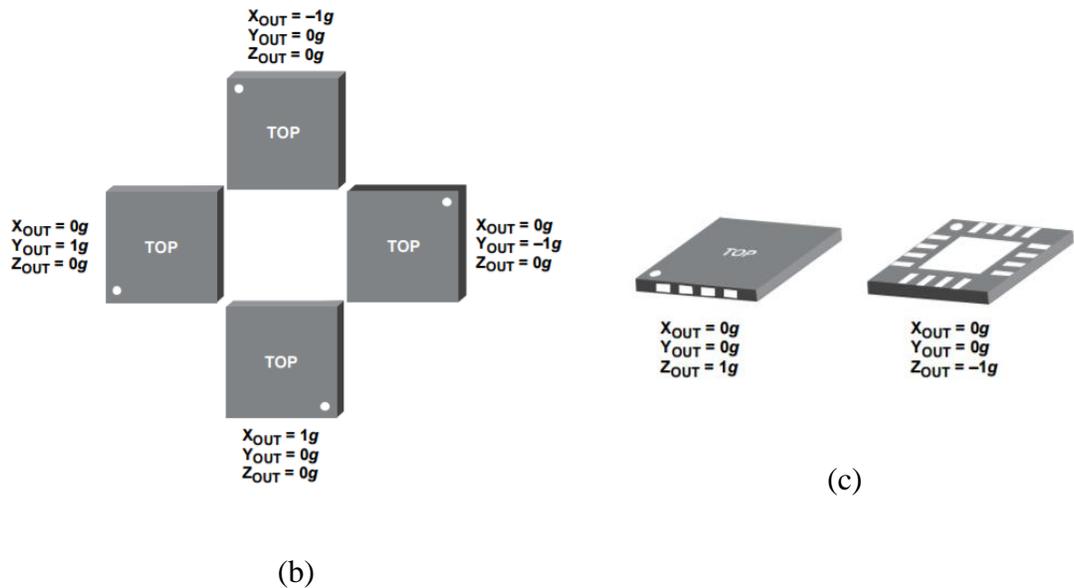


Figura 2.18 Variación en los ejes

El acelerómetro ADLX335 posee las siguientes características:

- Detección de 3 ejes
- Paquete pequeño de bajo perfil: LFCSP de 4 mm × 4 mm × 1.45 mm
- Baja potencia: típica de 350 μ A
- Funcionamiento de alimentación simple: 1.8 V a 3.6 V
- Supervivencia de choque de 10.000 g
- Excelente estabilidad térmica
- Ajuste de BW con un solo capacitor por eje

El ADLX335 suele utilizarse en aplicaciones para la detección de movimiento e inclinación rentable de bajo consumo, dispositivos móviles, sistemas de juego, protección de disco, estabilización de imagen así como también en dispositivos de salud y deportes [9].

CAPÍTULO III

3. METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN

3.1 TIPO DE INVESTIGACIÓN

El presente trabajo se desarrolla en base al diseño y construcción de un dispositivo interactivo que permite realizar movimiento activo libre para mejorar el equilibrio y la movilidad de sus extremidades inferiores con la finalidad de mejorar el estilo de vida del adulto mayor y reinsertar al paciente geriátrico dentro de las actividades cotidianas.

Es por ello que este trabajo se sustenta en un **estudio de caso**, desarrolla una investigación médica tecnológica de rehabilitación; por la recopilación de información bibliográfica permite conocer los factores, métodos y dispositivos de rehabilitación es **documental** y **de campo** ya que se realiza un diagnóstico cualitativo con el adulto mayor; por la aplicación de conocimientos es un estudio **básico y aplicado** pues busca construir un método de rehabilitación activo; **experimental** puesto que la modificación de las variables tiene un efecto proactivo dentro de la rehabilitación geriátrica y finalmente es de tipo **proyektiva** busca reducir el riesgo de caída en los adultos mayores mediante la realización del movimiento activo libre. Esto se puede resumir en la tabla 3.1.

Tabla 3.1 Tipo de investigación

TIPO	DISEÑO
Estudio de caso	Planeación del proyecto de investigación
Documental	Bibliográfico
De campo	Encuestas Entrevistas
Básico y aplicado	Construcción, modificación y aplicación del dispositivo
Experimental	Experimento puro (Variables) - Movilidad – rango de movilidad - Movimiento Activo – rango de movilidad
Proyectiva	Elabora una propuesta alternativa para solucionar un problema fisiológico y social

El estudio en curso realiza una investigación en base a la rehabilitación dirigida a los adultos mayores del grupo geriátrico del Hospital del Instituto Ecuatoriano de Seguridad Social en el cantón Ibarra provincia de Imbabura, la cual, se realiza a partir del mes de mayo del 2016 hasta el mes de junio del 2017.

3.2 DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN

Para la investigación en curso en primera instancia se realiza una entrevista al fisioterapeuta, en la cual da a conocer el problema y los lineamientos a seguir, así como también, los criterios de diseño del dispositivo para su óptimo funcionamiento, todo esto con la finalidad de reinsertar al adulto mayor en las actividades diarias. Cabe mencionar que dicha entrevista se realiza directamente en el área de aplicación del proyecto. Seguidamente se realiza una recopilación bibliográfica acerca de la anatomía del tobillo y los actuales dispositivos utilizados para la recuperación en el adulto mayor así como también de los elementos electrónicos y de control que intervienen en la construcción del rehabilitador; a continuación, en base a los requerimientos del fisioterapeuta se plantean criterios de diseño del dispositivo así como también las condiciones de carga a las cuales estará sometido el disco, posteriormente se realiza el diseño mecánico del disco, para lo cual se hace un análisis de las posiciones en las cuales puede ser utilizado el disco rehabilitador, para garantizar su funcionamiento se realiza también DCL para cada posición y los cálculos correspondientes a esfuerzos normales y cortantes así como también de factor de seguridad y diagrama de esfuerzos, después de esto se realiza el diseño electrónico del dispositivo así como también el diseño del videojuego el cual se realiza en su totalidad con el software de Unity, seguidamente se realiza la construcción del dispositivo para finalmente se realizar pruebas y se tabulan resultados para validar el dispositivo.

3.3 VALIDAR

Para la validación del rehabilitador de tobillo se realiza pruebas tanto en personas sanas como en pacientes que ingresan al hospital del IESS Ibarra. En primer lugar se realiza pruebas con una persona sana, para verificar que el dispositivo es capaz de alcanzar los rangos normales de movimientos articulares del tobillo. Los resultados con personas sanas son recomendables para la certificación del dispositivo antes de ser probado con pacientes que tengan algún tipo de limitación articular o que requieren de una rehabilitación de tobillo. En segundo lugar se realizan las pruebas en 22 pacientes geriátricos con limitantes en su movimiento articular y con una valoración en riesgo de caídas entre moderado y alto.

CAPÍTULO IV

4. DISEÑO Y CONSTRUCCION DEL DISPOSITIVO

4.1 DISEÑO MECÁNICO

Este capítulo corresponde al diseño mecánico del disco, el cual se realiza en base a las medidas antropométricas del adulto mayor, movimientos del tobillo, medida de los dispositivos que va a alojar en su interior y en base a dispositivos rehabilitadores similares. Se establece los requerimientos que debe cumplir este rehabilitador, se realizan los cálculos en base a 4 posiciones en las que se puede utilizar el disco, se realiza el diagrama de esfuerzos mediante la ayuda del software SOLIDWORKS y por último se hace un análisis de resultados en base a los cálculos y las posiciones planteadas.

4.2 ESPECIFICACIONES DEL DISPOSITIVO

Antes de efectuar el diseño del disco se hace una revisión bibliográfica que nos permita obtener información acerca de los movimientos del tobillo, rangos de movimiento en el adulto mayor, y medidas antropométricas del tobillo y peso del miembro inferior en adultos mayores. Por otra parte también se procede a analizar la entrevista realizada al fisioterapeuta acerca del método actual de realizar rehabilitación del tobillo en adultos mayores así como también los diferentes dispositivos utilizados para ello. Tomando en cuenta todo esto se plantea los siguientes requerimientos:

- Brindar un rango de movimiento plantar flexión y dorso / flexión de 25 °, así como también un ángulo de eversión / inversión de 12 °.
- Adaptarse a diferentes tamaños de pie.
- Que el disco no sobrepase los valores de 15 cm de altura y 35 cm de ancho.
- El material debe ser resistente a la carga aplicada tomando en cuenta materiales del mercado nacional.
- Tener un peso máximo de 5 kg debido a que al ser un dispositivo terapéutico tiene que ser liviano y fácil de transportar para así poder atender a más pacientes.
- En su interior debe alojar a toda la parte electrónica y de control para optimizar el diseño.
- Al ser hecho con fines comerciales debe ser fácil de llevar, barato, adaptable, liviano y estéticamente agradable de ver.

4.3 PARTES DEL DISCO

En la figura 4.1 se puede identificar fácilmente las partes que conforman el disco rehabilitador de tobillo. Las partes del disco son:

- Semi - esfera
- Plato
- Cubierta

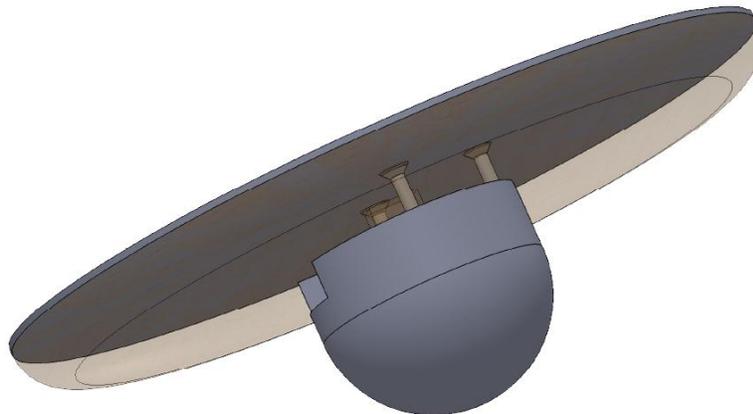


Figura 4.1 Disco Rehabilitador

4.3.1 Semi – Esfera.

La semi – esfera es fabricada en Nylon, tiene un diámetro de 10 cm y una altura total de 8 cm. Está diseñada para que en su parte interior albergue a la placa Arduino uno y demás dispositivos electrónicos y de control como se muestra en la figura 4.2. Se fija al plato mediante tornillos de 5 mm de diámetro y una longitud de 5 cm.

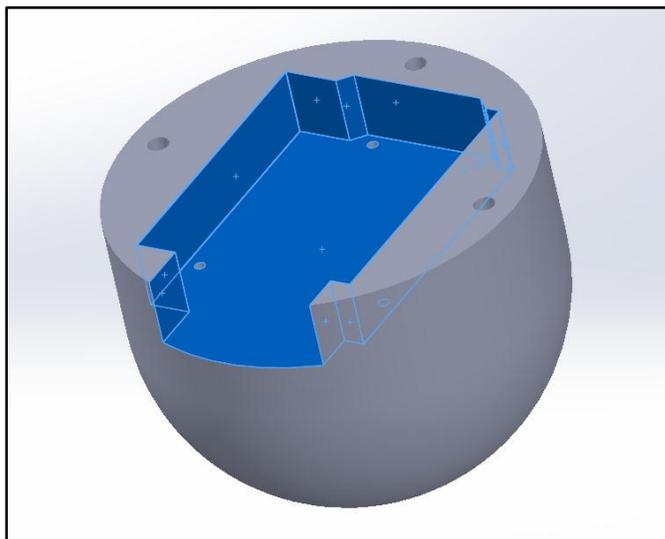


Figura 4.2 Semi – esfera

4.3.2 Plato

El plato del disco está fabricado en madera, tiene un diámetro total de 34 cm y una altura de 2 cm. Como se muestra en la figura 4.3 en la parte inferior del plato puede notarse un chaflán de 2 cm de radio, además está diseñado con un fondo con el fin de albergar en su interior al acelerómetro ADLX335, mismo que está sujeto al plato mediante machuelos de 5 mm de diámetro y 10 mm de largo. Sobre este plato va sujeta la cubierta.

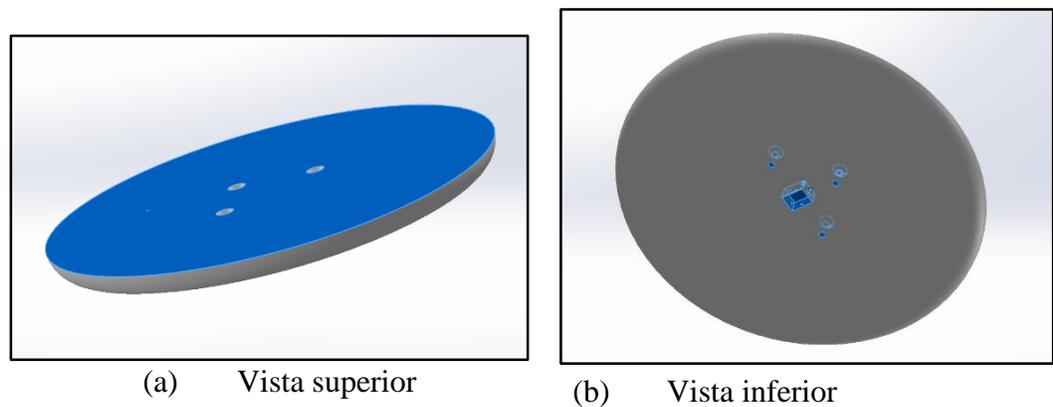


Figura 4.3 Plato

4.3.3 Cubierta

La cubierta sirve de protección tanto para el disco como para el paciente, es de material anti deslizante y al ir sobre la superficie del disco tiene sus mismas dimensiones. Además ésta cubierta ayuda a la parte estética del disco ya que en su superficie tiene grabadas unas flechas para indicar las direcciones de los movimientos del tobillo. Véase la figura 4.4.

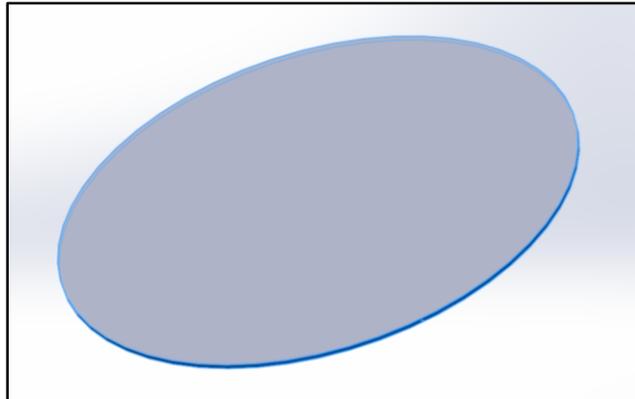


Figura 4.4 Cubierta

4.4 SELECCIÓN DE MATERIALES

Tomando en cuenta los criterios de diseño mencionados anteriormente se realiza un análisis de las distintas posiciones en las que se puede utilizar el disco.

4.4.1 Primera posición

Como la primera posición se utilizó el estado de equilibrio con carga distribuida generada por el peso de la persona, alrededor de todo el plato tal como se muestra en la figura 4.5.



Figura 4.5 Posición de equilibrio sobre todo el plato del disco [33]

Para la figura 4.5 se realiza el diagrama de cuerpo libre (DCL) que muestra en la figura 4.6. Debemos mencionar que este diagrama de cuerpo libre se la realiza de forma hipotética para evidenciar la máxima carga en el disco.

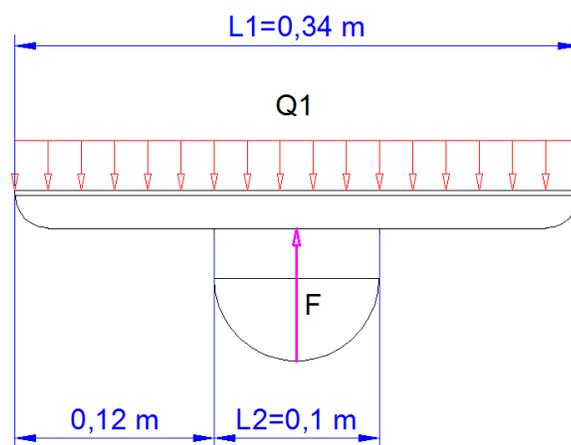


Figura 4.6 DCL de la posición de equilibrio con carga distribuida

4.4.2 Cálculo de las reacciones

Desarrollando el DCL de la figura 2 se tiene que:

$$\sum Fy = 0 \quad (4.1)$$

Donde la fuerza F es igual al producto de la carga distribuida por la longitud L1 como se muestra en la siguiente expresión.

$$F = Q1 * L1 \quad (4.2)$$

El valor de la carga distribuida Q1 se determina con la siguiente ecuación.

$$Q1 = \frac{P}{L1} \quad (4.3)$$

Donde:

P: Peso de la persona en (N)

El peso de la persona que está sobre el plato del disco se determina con la siguiente expresión.

$$P = m * g \quad (4.4)$$

Donde:

m: masa de la persona en kg.

g: Aceleración gravitacional 9,81 m/s²

Tabla 4.1 Peso ideales de acuerdo a la estatura [34]

Altura	Mujeres						Hombres					
	Pequeña		Mediana		Grande		Pequeño		Mediano		Grande	
	Peso [kg.]		Peso [kg.]		Peso [kg.]		Peso [kg.]		Peso [kg.]		Peso [kg.]	
[mts.]	Min.	Max.										
1.5	45.00	47.25	46.13	50.63	47.25	52.88	45.00	50.18	48.38	55.40	50.63	56.25
1.52	46.21	48.52	47.36	51.98	48.52	54.29	46.21	51.52	49.67	56.88	51.98	57.76
1.54	47.43	49.80	48.62	53.36	49.80	55.73	47.43	52.89	50.99	58.39	53.36	59.29
1.56	48.67	51.11	49.89	54.76	51.11	57.19	48.67	54.27	52.32	59.92	54.76	60.84
1.58	49.93	52.42	51.18	56.17	52.42	58.67	49.93	55.67	53.67	61.46	56.17	62.41
1.6	51.20	53.76	52.48	57.60	53.76	60.16	51.20	57.09	55.04	63.03	57.60	64.00
1.62	52.49	55.11	53.80	59.05	55.11	61.67	52.49	58.52	56.42	64.61	59.05	65.61
1.64	53.79	56.48	55.14	60.52	56.48	63.21	53.79	59.98	57.83	66.22	60.52	67.24
1.66	55.11	57.87	56.49	62.00	57.87	64.76	55.11	61.45	59.25	67.84	62.00	68.89
1.68	56.45	59.27	57.86	63.50	59.27	66.33	56.45	62.94	60.68	69.49	63.50	70.56
1.7	57.80	60.69	59.25	65.03	60.69	67.92	57.80	64.45	62.14	71.15	65.03	72.25
1.72	59.17	62.13	60.65	66.56	62.13	69.52	59.17	65.97	63.61	72.84	66.56	73.96
1.74	60.55	63.58	62.07	68.12	63.58	71.15	60.55	67.52	65.09	74.54	68.12	75.69
1.76	61.95	65.05	63.50	69.70	65.05	72.79	61.95	69.08	66.60	76.26	69.70	77.44
1.78	63.37	66.54	64.95	71.29	66.54	74.46	63.37	70.66	68.12	78.01	71.29	79.21
1.8	64.80	68.04	66.42	72.90	68.04	76.14	64.80	72.25	69.66	79.77	72.90	81.00
1.82	66.25	69.56	67.90	74.53	69.56	77.84	66.25	73.87	71.22	81.55	74.53	82.81
1.84	67.71	71.10	69.40	76.18	71.10	79.56	67.71	75.50	72.79	83.35	76.18	84.64
1.86	69.19	72.65	70.92	77.84	72.65	81.30	69.19	77.15	74.38	85.18	77.84	86.49
1.88	70.69	74.22	72.46	79.52	74.22	83.06	70.69	78.82	75.99	87.02	79.52	88.36
1.9	72.20	75.81	74.01	81.23	75.81	84.84	72.20	80.50	77.62	88.88	81.23	90.25
1.92	73.73	77.41	75.57	82.94	77.41	86.63	73.73	82.21	79.26	90.76	82.94	92.16
1.94	75.27	79.04	77.15	84.68	79.04	88.44	75.27	83.93	80.92	92.66	84.68	94.09
1.96	76.83	80.67	78.75	86.44	80.67	90.28	76.83	85.67	82.59	94.58	86.44	96.04
1.98	78.41	82.33	80.37	88.21	82.33	92.13	78.41	87.42	84.29	96.52	88.21	98.01
2	80.00	84.00	82.00	90.00	84.00	94.00	80.00	89.20	86.00	98.48	90.00	100.00

Para el cálculo de las reacciones sobre el plato del disco se toma el peso de una persona de 1,80 m de estatura, que de acuerdo con la tabla 4.1 tendría una masa de 81 kg.

Al reemplazar las ecuaciones 3 y 4 en la ecuación 2 se tiene que:

$$F = P = 81 \text{ kg} * 9,81 \frac{m}{s^2} = 794,6 \text{ N}$$

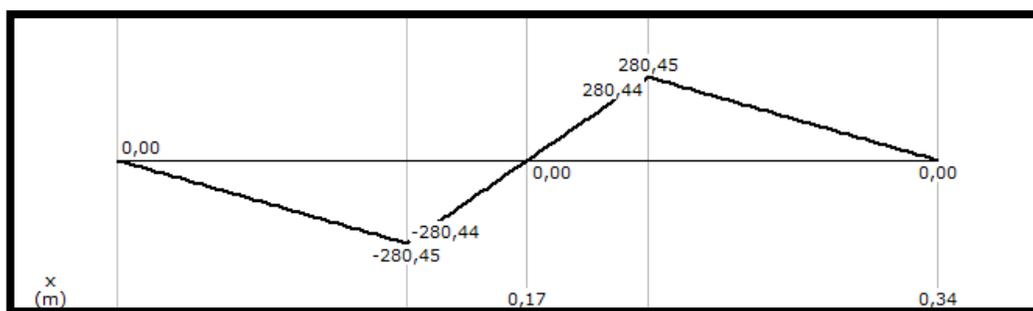
En la figura 4.1 se puede ver que tanto la esfera y el plato tiene una superficie de contacto, por lo que, en la sección donde se da la unión de los dos elementos existe una carga distribuida generada por la superficie de la semiesfera sobre el plato tal como se muestra en la figura 4.6. Los valores de Q1 y Q2 pueden ser hallados con la ecuación 3 y se obtienen los siguientes valores.

$$Q1 = \frac{P}{L1} = \frac{794,6 \text{ N}}{0,34 \text{ m}} = 2337 \frac{\text{N}}{\text{m}}$$

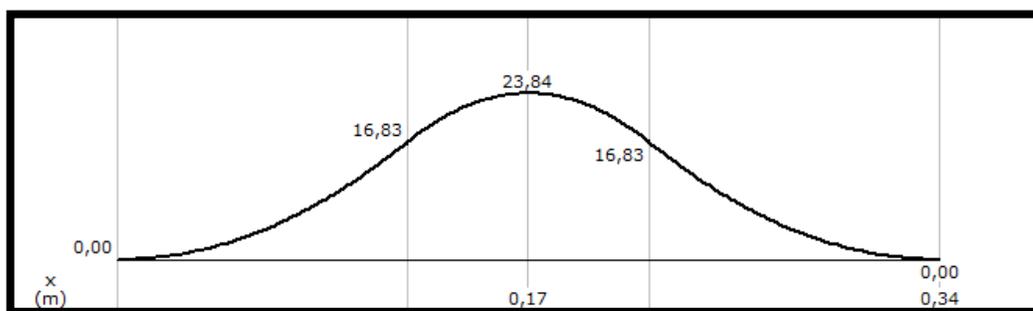
$$Q2 = \frac{P}{L2} = \frac{794,6 \text{ N}}{0,1 \text{ m}} = 7946 \frac{\text{N}}{\text{m}}$$

4.4.3 Gráficos de momento y fuerza cortante

Con la ayuda del programa (MD-Solid 2,6) se generó los diagramas de cortante y momento que se muestran en la figura 4.7.



(a) Diagrama cortante del plato



(b) Diagrama de momento del plato

Figura 4.7 Diagrama de cortes y de momentos del disco

De acuerdo al diagrama de momentos se tiene que, el momento máximo se genera en el centro del disco y tiene un valor de 23,84 Nm.

4.5 DIAGRAMA DE ESFUERZOS

A continuación se realiza el diagrama de esfuerzos como se puede ver en la figura 4.9, mismo que está sometido en el disco en una posición con cargas puntuales que se generan por el peso de la persona distribuida en la planta de los pies como se muestra en la figura 4.8.

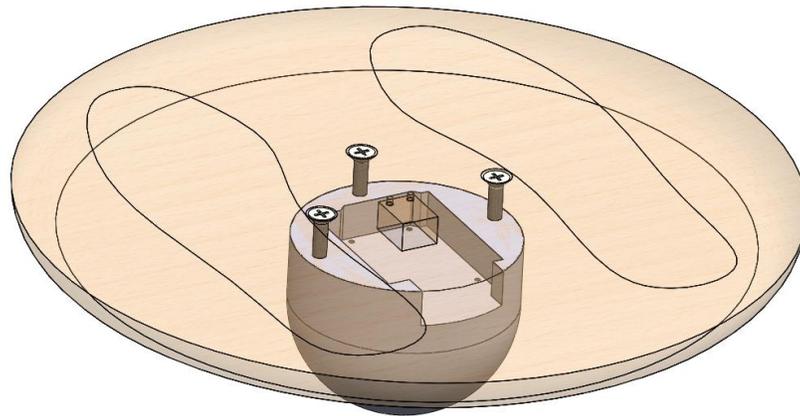


Figura 4.8 Diseño de cargas puntuales

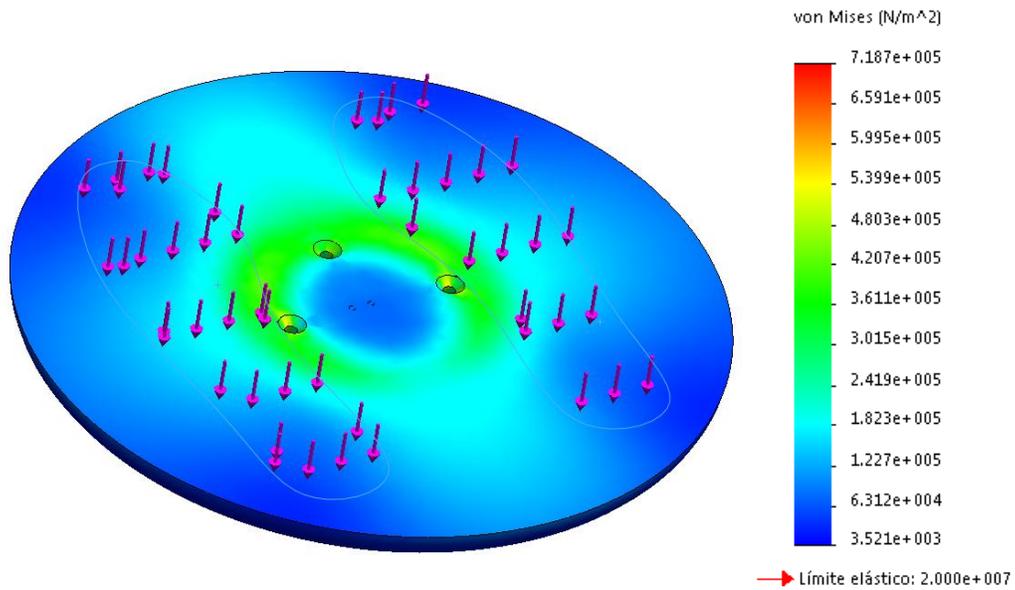


Figura 4.9 Diagrama de esfuerzos

4.5.1 Segunda posición

En esta segunda posición se elige el equilibrio con carga puntual sobre el eje central del disco tal como se observa en la figura 4.10 que se presenta a continuación:



Figura 4.10 Posición de equilibrio con carga puntual en el eje central del disco [38]

4.5.2 Diagrama de cuerpo libre

Para la posición que se tiene en la figura 4.10 el DCL se muestra a continuación:

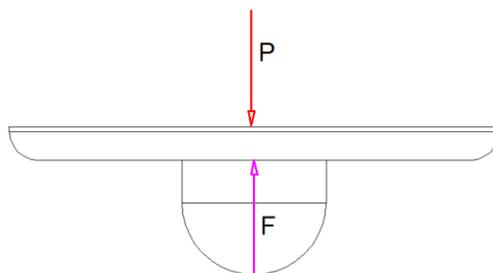


Figura 4.11 DCL de la posición de equilibrio sobre el eje central del disco

4.5.3 Cálculo de reacciones

Se aplica en base al análisis de la ecuación 1, donde la sumatoria de fuerzas en el eje y es 0 se tiene que:

$$P = F = 794,6 \text{ N}$$

Por lo tanto corresponde a una persona de 1,80 m de altura con una masa corporal 81 kg, esta carga al ser considerada puntual no requiere calcular el factor de seguridad del disco.

4.5.4 Tercera posición

Para establecer esta posición Figuras 4.12, en la cual se genera presión sobre el plato del disco y se realiza una inclinación hacia los lados, en posición sentado y parada facilita la rehabilitación de los dos miembros al mismo tiempo.



(a) Asentamiento de los dos tobillos, sentada



(b) Asentamiento de los dos tobillos, parada

Figura 4.12 Posiciones inclinadas [38]

4.5.5 Diagrama de cuerpo libre

Para las figuras mostradas anteriormente el DCL se muestra a continuación:

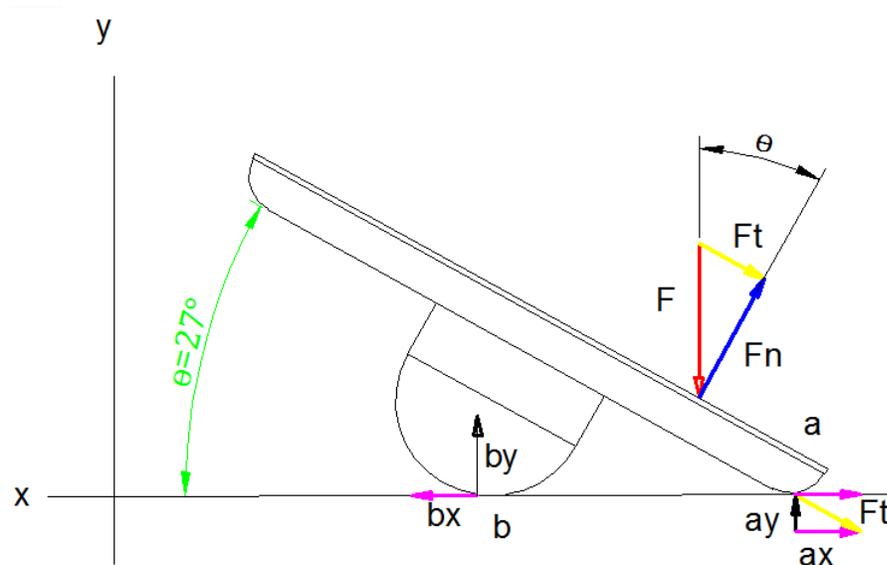


Figura 4.13 DCL para el disco inclinado

4.5.6 Cálculo de reacciones

En las reacciones que se tiene por efecto de la fuerza F se utiliza las componentes normal y tangencial que se producen en la superficie del plato y se determinan a través de expresiones derivadas de las funciones de un triángulo rectángulo, por lo tanto tenemos las siguientes expresiones:

$$F_t = F * \text{sen}(27) \quad (4.5)$$

$$F_n = F * \text{cos}(27) \quad (4.6)$$

Ya con las expresiones halladas anteriormente se calcula las reacciones en el punto a.

$$ax = Ft * \text{sen}(27) \quad (4.7)$$

$$ay = Ft * \text{cos}(27) \quad (4.8)$$

Finalmente, para el desarrollo del sistema de fuerzas en (x) y (y), hallar las reacciones de la figura 4.13 para realizar el siguiente análisis:

Para el eje x

$$\sum Fx = 0$$

$$ax = bx = Ft * \text{sen}(27) \quad (4.9)$$

Al reemplazar la ecuación 5 en 9 se tiene

$$ax = bx = F * \text{sen}(27) * \text{sen}(27)$$

Para el eje y

$$\sum Fy = 0$$

$$F - by - ay = 0 \quad (4.10)$$

Reemplazado la ecuación 8 en la 10 y despejando (by) se tiene

$$by = F[1 - \text{sen}(27) * \text{cos}(27)]$$

Para el cálculo de reacciones en la posición que corresponde a la figura 10, el valor de F es el peso de la persona 794,6 N; y se obtiene los siguientes valores de reacciones.

$$by = 794,6 * (1 - \text{sen}(27) * \text{cos}(27)) = 473.178 \text{ N}$$

$$bx = ax = 794,6 * (\text{sen}(27) * \text{sen}(27)) = 163,773 N$$

$$ay = 794,6 * (\text{cos}(27) * \text{sen}(27)) = 321,422 N$$

$$Fn = 794,6 * \text{cos}(27) = 707,994 N$$

Reacción tangencial en el plato

$$Ft(a) = 794,6 * \text{sen}(27) = 360,741N$$

Reacción tangencial en la semiesfera

$$Ft(b) = \sqrt{473,178^2 + 163,773^2} = 500,72N$$

4.5.7 Análisis del Punto crítico

Al estar unidos el plato y la semiesfera por medio de tornillos 3-M6, se determina que la sección crítica para esta posición corresponde a los puntos de unión. En este caso son los concentradores de esfuerzos que se generan por las perforaciones desarrolladas para la instalación de los elementos de sujeción; posteriormente se realiza un análisis DCL para ver como esta los esfuerzos sobre cada tornillo. Vease figura 4.14.

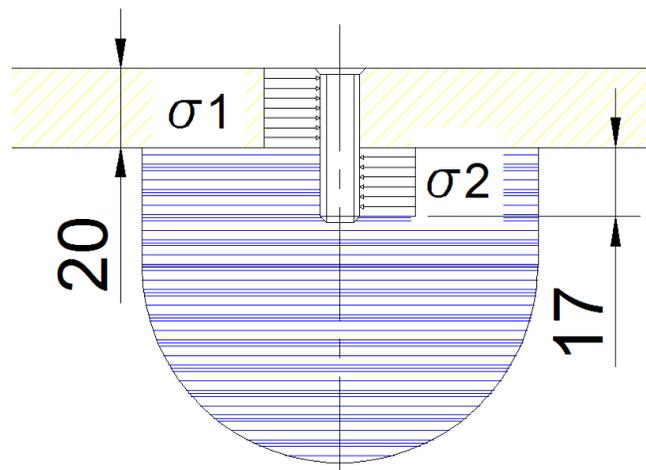


Figura 4.14 DCL del Tornillo

Los valores de los esfuerzos normales 1 y 2 son:

$$\sigma_1 = \frac{360,74 \text{ N}}{0,02 \text{ m} * 0,006 \text{ m}} = 3 \text{ Mpa}$$

$$\sigma_2 = \frac{500,7 \text{ N}}{0,017 \text{ m} * 0,006 \text{ m}} = 4,91 \text{ Mpa}$$

El esfuerzo cortante con respecto al tornillo es unitario y simple y se muestra en la figura 4.15.

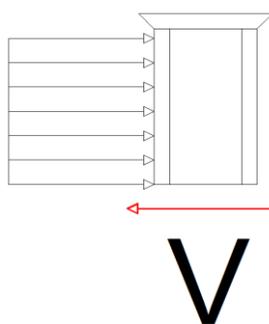


Figura 4.15 Cortante del tornillo

El esfuerzo cortante del tornillo según (Gere, 2006, pág. 30), se calcula con la siguiente expresión.

$$\tau_{prom} = \frac{V}{As} \quad (4.11)$$

Por lo tanto se encuentra que:

V: reacción cortante

As: área Transversal del tornillo.

La reacción cortante corresponde al valor de Ft(b) 500,72 N, es decir el valor del esfuerzo cortante promedio es:

$$\tau_{prom} = \frac{500,72 \text{ N}}{\pi (0,003^2) m^2} = 17,71 \text{ Mpa}$$

Para determinar el factor de seguridad en el perno se utiliza la siguiente ecuación:

$$\tau_{prom} = \frac{sy}{n} \quad (4.12)$$

El material de los pernos es de acero dulce A-36 y tiene un límite de fluencia de 250 Mpa (Gere, 2006, pág. 914).

$$n = \frac{250 \text{ Mpa}}{17,71 \text{ Mpa}} = 14,11$$

Para determinar el factor de seguridad de la semiesfera fabricada con un material frágil se utiliza la ecuación 7, donde se reemplaza el valor de Von Mises que corresponde al esfuerzo σ_2 . Además, se debe reemplazar el valor del límite de fluencia (Sy) por (Su) esfuerzo último. El nailon tiene una Su = 40 Mpa (Gere, 2006, pág. 915).

$$n = \frac{40 \text{ Mpa}}{4,19 \text{ Mpa}} = 9,54$$

Finalmente, para encontrar el factor de seguridad de la madera se utiliza el esfuerzo σ_1 , que corresponde al valor de Von mises que actúa sobre la misma y el Sy = 30 Mpa.

$$n = \frac{30 \text{ Mpa}}{3 \text{ Mpa}} = 10$$

Cuarta posición

Para esta última posición, se analiza la posición del disco cuando se rehabilita el tobillo y las diferentes posiciones tal como se muestran en las figuras 4.16 y 4.17.



Figura 4.16 Asentamiento de un solo tobillo [39]



Figura 4.17 Asentamiento de un solo tobillo con distinta generación de fuerza [39]

Independientemente de la altura de la persona, una pierna puede llegar a pesar hasta 16 kilos. Sin embargo, la pierna tiene distintas partes, la parte inferior pesa un total de 4,4 kg y cada muslo 10,1kg dependiendo de una medida promedio. Finalmente sumamos cada una de las partes, incluida el pie y tenemos que cada pierna incluida el pie pesa 17,5 kg cantidad que se utiliza como base para poder realizar los cálculos en este análisis.

La posición que tiene el disco es la misma que se tiene en la posición tres, por lo tanto para este análisis se cambia el valor del peso total de la pierna 17,5 kilos que corresponde a un peso de 171.675 N.

Los valores de las reacciones que actúan en el plato y la semiesfera son:

$$by = 171,675 * (1 - \text{sen}(27) * \cos(27)) = 102,23 N$$

$$bx = ax = 171,675 * (\text{sen}(27) * \text{sen}(27)) = 35,38 N$$

$$ay = 171,675 * (\cos(27) * \text{sen}(27)) = 321,422 N$$

Reacción tangencial en el plato

$$Ft(a) = 171,675 * \text{sen}(27) = 78 N$$

Reacción tangencial en la semiesfera

$$Ft(b) = \sqrt{102,23^2 + 35,38^2} = 108,18 N$$

Esfuerzos normales:

Madera

$$\sigma_1 = \frac{78 N}{0,02 m * 0,006 m} = 0,65 Mpa$$

Nailon

$$\sigma_2 = \frac{108,18 N}{0,017 m * 0,006 m} = 1,06 Mpa$$

$$\tau_{prom} = \frac{108,18 N}{\pi (0,003^2)m^2} = 3,82 Mpa$$

Factores de Seguridad

Tornillo

$$n = \frac{250 \text{ Mpa}}{3,82 \text{ Mpa}} = 65,44$$

Nailon

$$n = \frac{40 \text{ Mpa}}{1,06 \text{ Mpa}} = 37,73$$

Madera

$$n = \frac{30 \text{ Mpa}}{0,65 \text{ Mpa}} = 46,15$$

4.5.8 Análisis de resultados.

De las formas analizadas se determinó que la posición tres corresponde a la más crítica, ya que tiene el factor de seguridad más bajo 9,54 y está ubicado en la zona donde el perno se empotra en la semiesfera. Por lo tanto la estructura del disco puede ser utilizado para cualquier posición de rehabilitación del tobillo e incluso soportar pesos completos de un ser humano.

4.6 DISEÑO ELECTRÓNICO

El diseño electrónico se realiza primeramente con la selección del acelerómetro que se utiliza en el dispositivo, se

4.6.1 Selección del acelerómetro

Para la selección del acelerómetro se toma en cuenta tres criterios que hace que el ADLX335 sea el más adecuado para realizar todas las acciones requeridas para el correcto funcionamiento del dispositivo; considerando esto, se resume tres puntos estratégicos que se toma en cuenta al momento de tomar una decisión:

1. Determinar el tipo de vibración o movimiento que se va a medir.
2. Condiciones específicas de medición.
3. Amplio intervalo de medición.

Inicialmente para la vibración de un objeto se toma en cuenta las frecuencias altas o bajas; las condiciones específicas de medición que tienen que ver con el entorno en el cual funciona y un amplio intervalo de medición que asegura un rendimiento óptimo del acelerómetro. El acelerómetro mide el cambio de velocidad, pero cuando este se encuentra estático la única aceleración que detecta es la gravedad que tira hacia abajo. Usando esta aceleración (gravedad) podemos calcular el ángulo de inclinación del sensor con respecto al eje vectorial de la gravedad. Como se puede ver en la figura 4.18 cuando el acelerómetro está en reposo la fuerza de gravedad actúa sobre el sensor y solo sobre el eje Z, entonces la aceleración en los ejes X y Y es igual a cero.

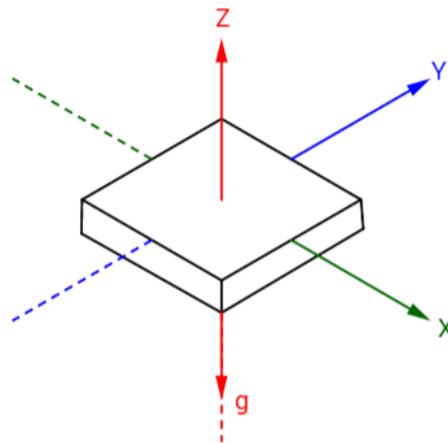


Figura 4.18 Acelerómetro en posición estática

Una vez inclinado el sensor como se muestra en la figura 4.19 la fuerza de gravedad genera componentes vectoriales en los ejes X, Y, Z. Son estos componentes los que ocupamos para poder estimar el ángulo de inclinación que tiene el sensor con respecto a la fuerza de gravedad y en estos valores se genera nuevos componentes vectoriales correspondientes a la aceleración en cada eje.

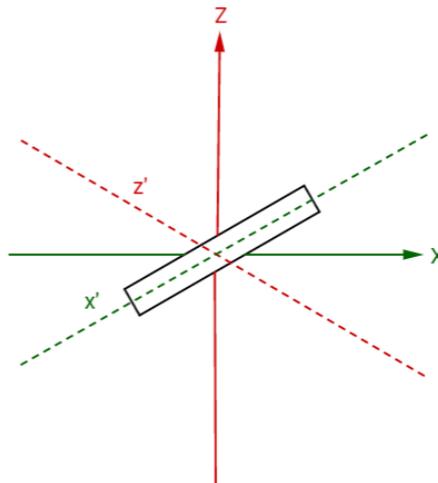


Figura 4.19 Acelerómetro en inclinación

En la figura 4.20 se muestra el diagrama de cuerpo libre de los vectores que generan una variación en la posición del sensor, mediante la siguiente formula podemos calcular el ángulo θ que se encuentra el objeto.

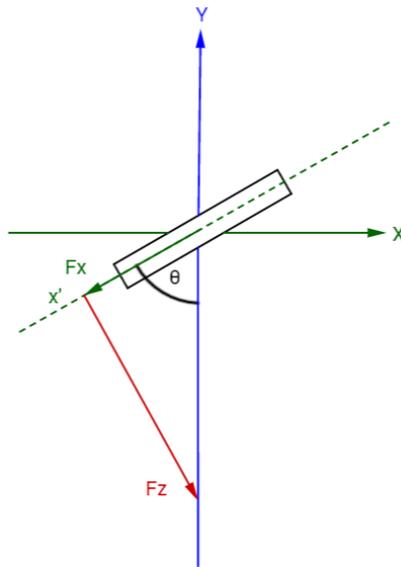


Figura 4.20 Diagrama de cuerpo libre

$$\tan \theta = \frac{Fz}{Fx}$$

$$\theta = \tan^{-1} \frac{Fz}{Fx} \quad (4.13)$$

4.7 DIAGRAMA DE CIRCUITO

Como observamos anteriormente, Arduino es una plataforma de programación sencilla que usa algunos microcontroladores de la familia AVR de ATMEL. Esta placa de control y su entorno se está convirtiendo en un estándar de facto para la programación de placas de desarrollo y prototipado, la cual resulta básica en su manejo sin embargo brinda muchas prestaciones al usuario, lo que la hace ideal para incluirla en el diseño del dispositivo rehabilitador de tobillo. El diseño del circuito utilizado para el sensor ADLX335 se detalla en la figura 4.21.

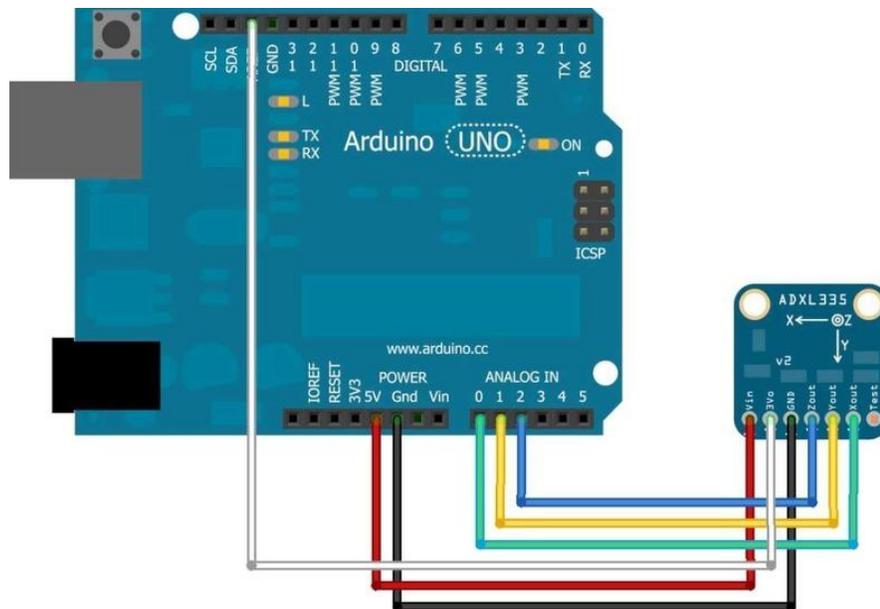
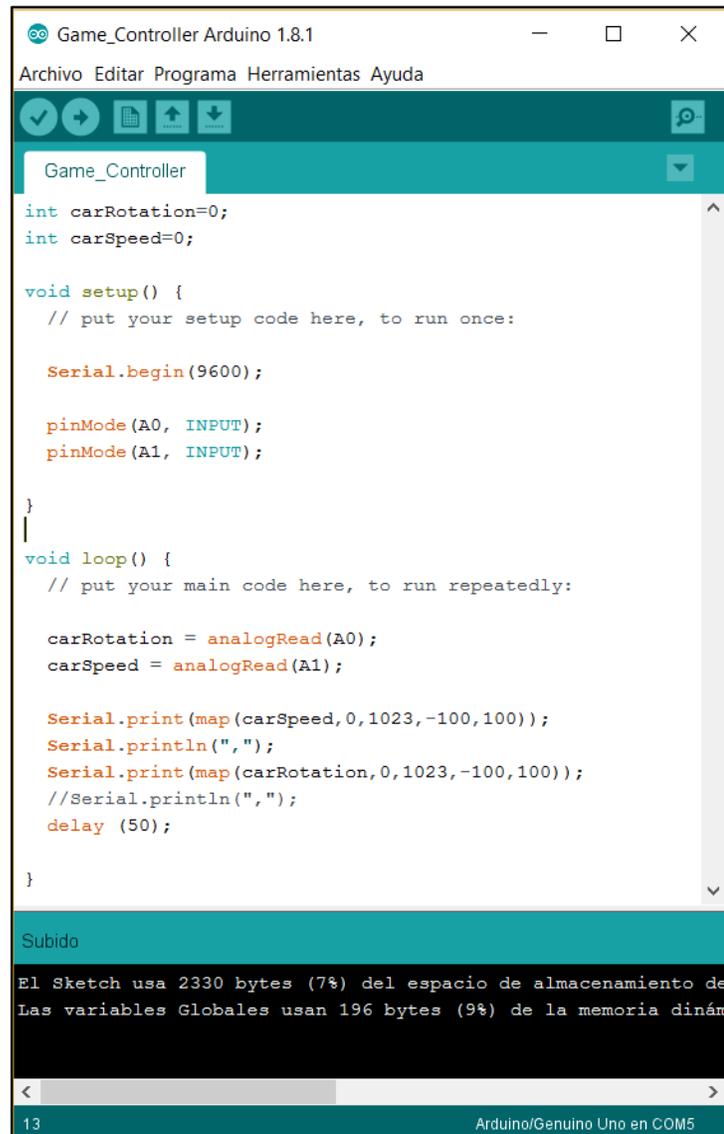


Figura 4.21 Diagrama del circuito de control

4.8 PROGRAMACIÓN

Una vez conectado el sensor al Arduino por los pines analógicos, se genera el código de programación que permite obtener y manejar los valores correspondientes a la variación en la posición del sensor, cada pin analógico del Arduino se encuentra conectado a cada uno de los ejes del acelerómetro, en el Loop se lee la señal y se convierte en valores proporcionales en el rango de -100 a 100. Desarrollo que se realiza para poder dar sentido a la inclinación del sensor. Véase figura 4.22.



```

Game_Controller Arduino 1.8.1
Archivo Editar Programa Herramientas Ayuda

Game_Controller
int carRotation=0;
int carSpeed=0;

void setup() {
  // put your setup code here, to run once:

  Serial.begin(9600);

  pinMode(A0, INPUT);
  pinMode(A1, INPUT);
}

void loop() {
  // put your main code here, to run repeatedly:

  carRotation = analogRead(A0);
  carSpeed = analogRead(A1);

  Serial.print(map(carSpeed,0,1023,-100,100));
  Serial.println(",");
  Serial.print(map(carRotation,0,1023,-100,100));
  //Serial.println(",");
  delay (50);
}

Subido
El Sketch usa 2330 bytes (7%) del espacio de almacenamiento de
Las variables Globales usan 196 bytes (9%) de la memoria dinám

13 Arduino/Genuino Uno en COM5

```

Figura 4.22 Código de programación del acelerómetro

Al subir el programa al Arduino se puede comprobar mediante una comunicación serial los valores que se obtiene del sensor. En la figura 4.23 se puede ver los valores correspondientes al eje X y al eje Y en posición estática, es decir, que no existe variación en la aceleración y en la posición del sensor en estos ejes.

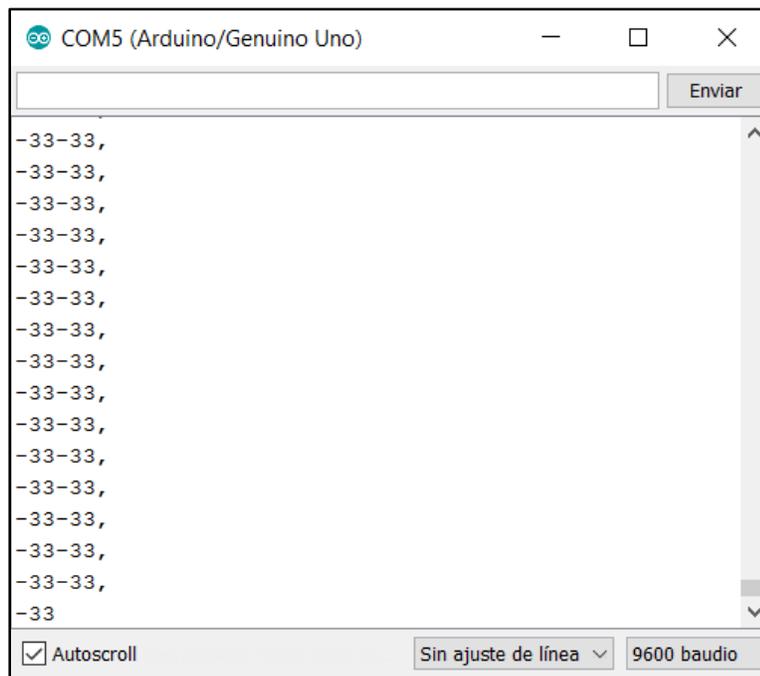


Figura 4.23 Valores del sensor en posición de equilibrio

Estos valores son proporcionales al voltaje que genera el sensor en cada uno de sus ejes y este a su vez es proporcional al ángulo de variación del mismo. En la tabla 4.2 se muestra valores máximos y mínimos de variación dependiendo del alcance del disco.

4.9 DISEÑO VIRTUAL DEL DISPOSITIVO

El diseño virtual del dispositivo se realiza en su totalidad con el software Unity, como lo expuesto anteriormente es un motor para crear videojuegos en 2D y 3D, óptimo para generar ambientes virtuales para diferentes tipos de aplicación. El diseño de los ambientes virtuales realizados en este proyecto, se establece a partir de los requerimientos terapéuticos que debe cumplir el dispositivo, se plantea las rutinas establecidas para realizar la rehabilitación funcional del tobillo con sus tiempos respectivos, a continuación se realiza el diseño de Scripts y finalmente se diseña la

interfaz para la comunicación entre Unity y la placa Arduino mediante la ayuda de la herramienta Ardunity.

4.9.1 Requerimientos terapéuticos

En base a la entrevista realizada al fisioterapeuta se plantea los requerimientos de forma, color y sonido que debe tener este ambiente virtual, para lo cual se considera:

- Las formas utilizadas deben ser sencillas y de un solo color para cada elemento.
- Debe tener colores que generen contraste entre ellos.
- No debe tener sonido.

Por lo tanto las formas utilizadas para el diseño del videojuego consiste en que los elementos físicos deben ser sencillos, puesto que al observar formas complejas durante un periodo prolongado de tiempo causa fatiga visual por lo que puede ser causa de distracción; además se debe generar contraste entre ellas para la mayor captación e identificación de formas y contornos y finalmente no debe tener sonido ya que lo que se quiere es no perturbar la calma del adulto mayor al momento de realizar cualquier tipo de rehabilitación.

Un requerimiento fisioterapéutico adicional es que, el diseño gráfico del videojuego se basa en ciertas rutinas de rehabilitación de tobillo establecidas, el adulto mayor realiza este tipo de rutinas inconscientemente mientras interactúa con el ambiente virtual. Los movimientos que se debe realizar se detallan en la figura 4.24

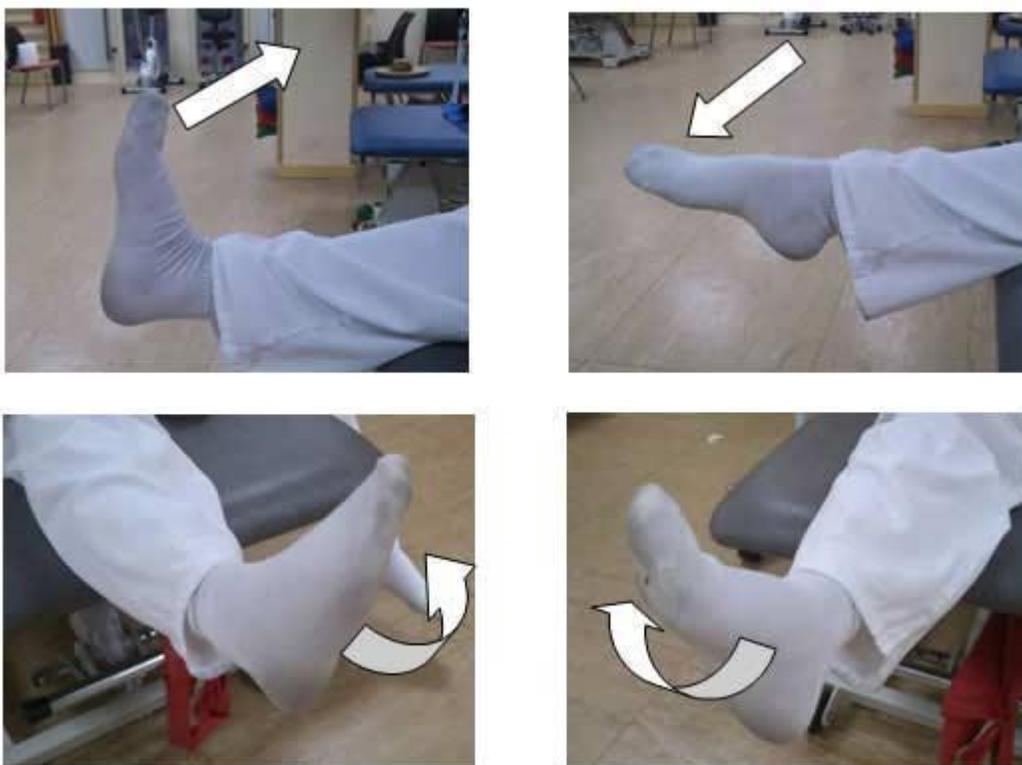


Figura 4.24 Movimientos para la rehabilitación activa de tobillo

La rutina a seguir consta de movimientos de tobillo de flexión y extensión, se realiza al menos 20 veces repeticiones en cada posición, además se ejecuta círculos con los pies manteniendo las rodillas extendidas y la pierna ligeramente levantada de la camilla, realizamos 20 círculos hacia dentro y otros 20 hacia fuera. Al realizar los movimientos de rehabilitación se debe tomar en cuenta lo siguiente:

- Los ejercicios deberán realizarse de forma lenta y controlada.
- Cada ejercicio deberá realizarse al menos 2 veces al día, realizando 2 series de 10 a 15 repeticiones de cada ejercicio.

4.10 DISEÑO FÍSICO

El diseño físico del videojuego y todos sus elementos se desarrollan con el Software Unity versión 5.4.2, este es un sistema integrado que proporciona componentes y parámetros que permite realizar una simulación física para el usuario, es aquí donde se puede crear objetos con características tales como forma, cualidades, comportamientos, propiedades y fuerzas físicas; para ello Unity cuenta con herramientas y paneles, como los que se observa en la figura 4.25.

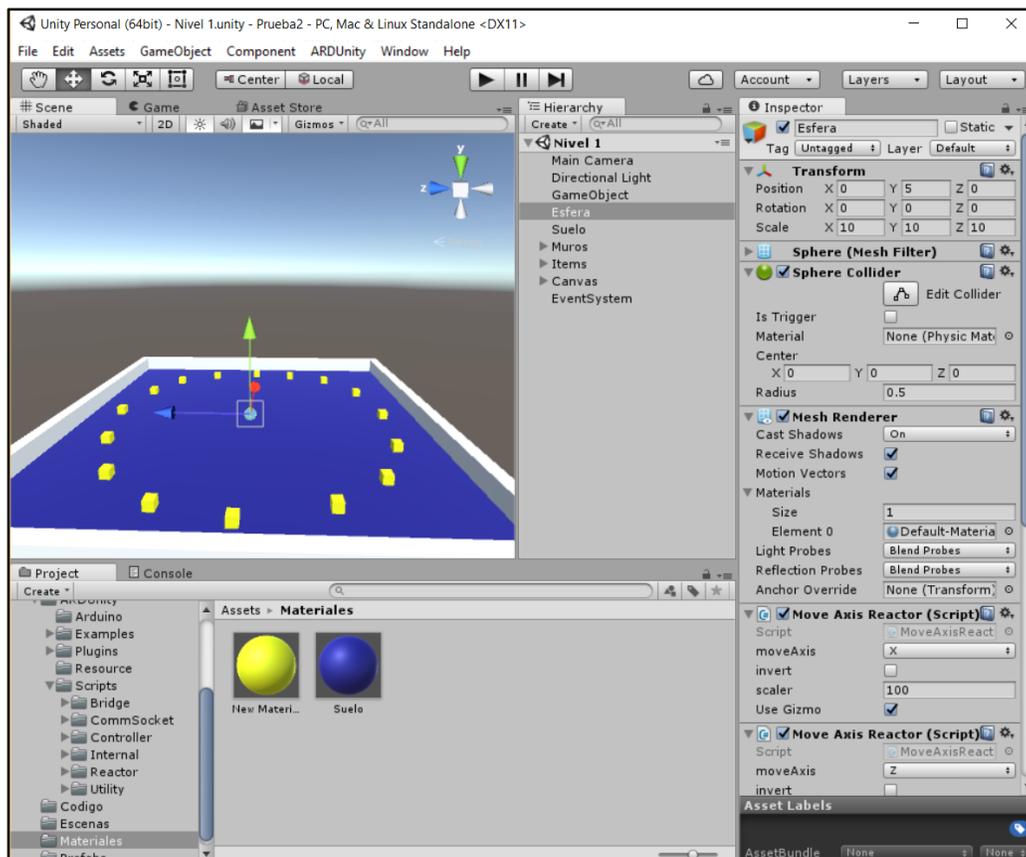


Figura 4.25 Pantalla de creación de Unity

A continuación, en la figura 4.26 se muestra la pantalla en la que se realiza el diseño físico del videojuego, esta contiene una ventana de escenas y de objetos en la cual se dibuja el ambiente con todos sus elementos.

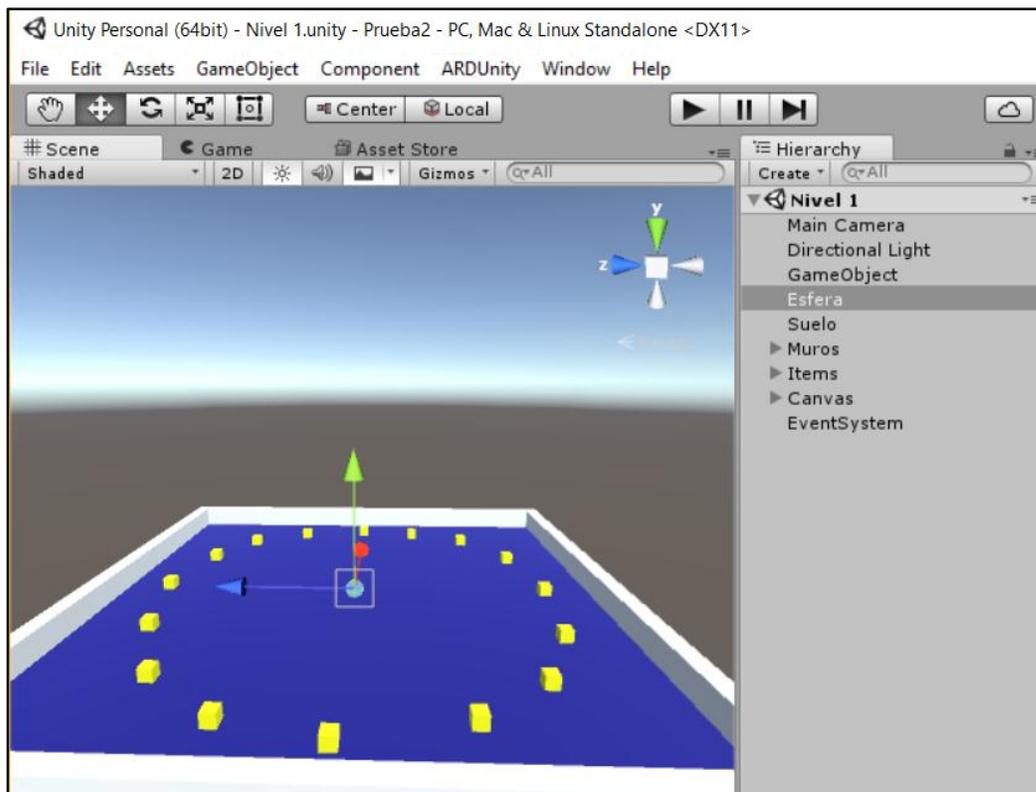


Figura 4.26 Ventana de escena de Unity

La barra de creación es un navegador de archivos; aquí se encuentran todos los elementos y carpetas predeterminados por el software y modificados por usuario. Las carpetas se guardan en orden jerárquico y contienen elementos de Unity como Scripts, prefabs y materiales que se pueden utilizar en este proyecto, además permite crear elementos propios con características específicas como movimiento, texturas y color. Véase figura 4.27.

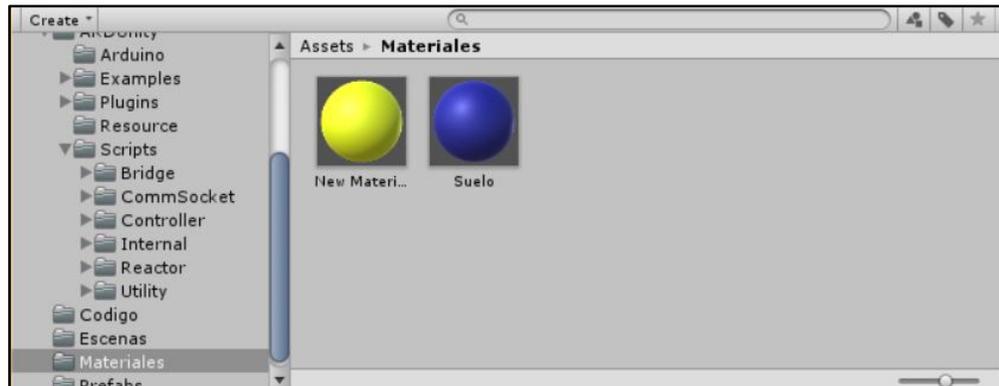


Figura 4.27 Barra de creación de Unity

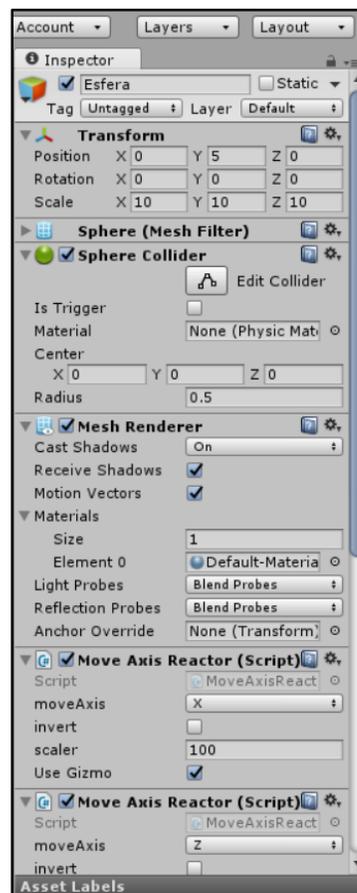


Figura 4.28 Barra de inspección de Unity

Finalmente, el diseño de la parte física del proyecto se complementa con la barra de inspección, en la que se establece cualidades que son modificadas como por ejemplo la posición es modificada con la herramienta de transform, al igual que las colisiones

por la herramienta collider y los movimientos se generan mediante la creación de Scripts que se asignan a cada elemento y a su vez establece cualidades de movimiento específicas, tal como se muestra en la figura 4.28.

4.11 DISEÑO DE SCRIPTS

Se llama Script al código de Unity que se escribe para poder asignar movimientos, comportamientos y cualidades específicas a los elementos, así como también para generar textos, contadores, reloj y condiciones de funcionamiento en la escena. La programación en Unity se realiza mediante los lenguajes de programación Java Script y CSharp, sin embargo se puede instalar diferentes lenguajes de programación como C++ pero no es recomendable ya que puede ocasionar errores en los proyectos al ejecutarlos ya que no son plugins oficiales de Unity. La programación de scripts es esencial en todos los videojuegos, incluso el juego más simple necesita scripts para responder a entradas del jugador y asegurar que los eventos del juego se ejecutan en el momento adecuado, los scripts pueden ser usados para crear efectos, gráficos y controlar el comportamiento físico de objetos o incluso implementar un sistema de inteligencia artificial para los personajes del juego.

En este proyecto, los scripts son diseñados para asignar movimientos a la esfera en cada uno de sus ejes, también para generar la posición relativa de la cámara con respecto al jugador (esfera), al igual que se utiliza para crear texto en la escena al iniciar y al finalizar el juego así como la creación de un contador de objetos y finalmente se configura las teclas del teclado para poder iniciar con la tecla ENTER y salir al presionar la tecla ESC. En la figura 4.29 se puede observar los Scripts utilizados en este proyecto el cual realiza un énfasis especial en el Script del controlador de la cámara.

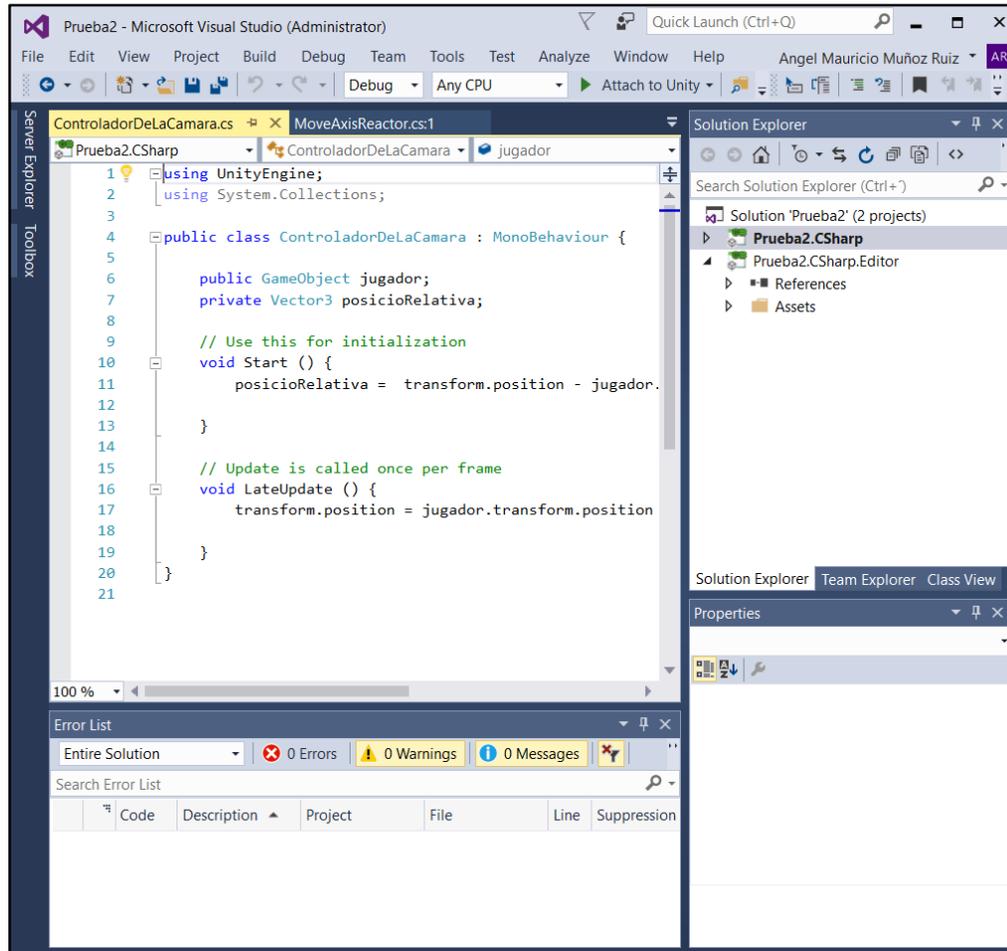


Figura 4.29 Script del controlador de la cámara

4.12 ARDUINITY

Es una herramienta de Unity que se la puede descargar desde una tienda online del mismo software. Al importar esta herramienta se ancla a la barra de menú del proyecto, con ella se puede importar la carpeta de elementos complementarios de Ardunity. Véase figura 4.30 (a) y (b).

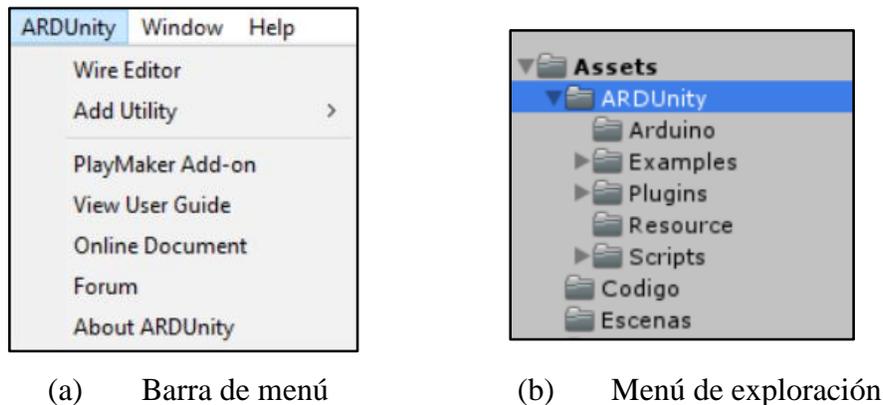


Figura 4.30 Arduinity

La comunicación entre Arduino y el PC se realiza a través del puerto serial, método que es predeterminado para cargar bocetos y también es usado para intercambiar mensajes con Unity. Al usar Unity se debe activar el puerto serial mediante la clase SerialPort, a pesar de no incluir las bibliotecas necesarias para usarlo, es por ello que se necesita bibliotecas completas de .NET 2.0 en sus ejecutables como se muestra en la figura 4.31, para lo cual se debe seguir los siguientes pasos:

1. Ir a **Edit** para abrir el **Project Settings** en el inspector y seleccionar la opción **Player**.
2. En la barra de **Inspección**, desde **Optimización**, busque Api **Compatibility Level** y seleccione **.NET 2.0**.

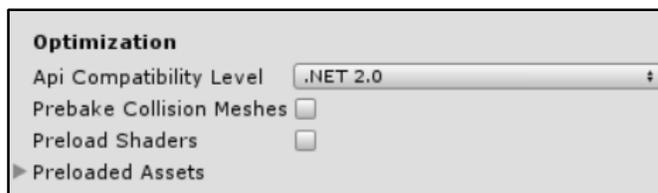


Figura 4.31 Selección del .NET 2.0.

Por lo tanto se puede manifestar que Arduino no viene con una sofisticada biblioteca para el puerto serie mientras que C# tiene todas las funciones esperadas para enviar cadenas de datos, para compensar esto se debe seguir los siguientes pasos:

1. Descargar el repositorio completo de su página oficial.

2. Extraer el archivo ZIP y colocar su contenido en el SerialCommand del Arduino.
3. Reiniciar el IDE del Arduino.

Al seguir dicho procedimiento el siguiente paso consiste en inicializar el puerto serial tanto de Unity como del Arduino, para lo cual se necesita la dirección o puerto y su velocidad de transmisión de datos. Esta configuración se puede ver en la figura 4.32 (a) y (b).

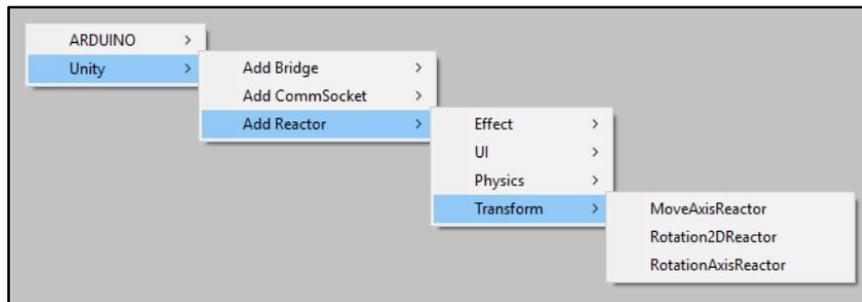
<pre>using System.IO.Ports; stream = new SerialPort("COM4", 9600); stream.ReadTimeout = 50; stream.Open();</pre>	<pre>#include <SoftwareSerial.h> #include <SerialCommand.h> SerialCommand sCmd; void setup() { Serial.begin(9600); while (!Serial);</pre>
--	---

(a) Unity

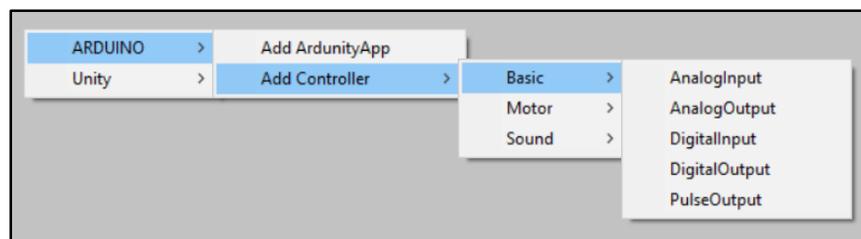
(b) Arduino

Figura 4.32 Inicialización puerto serial

Finalmente, escribir el código es necesario para realizar el enlace competo de Unity con el Arduino, para lo cual se utiliza el sistema de diagrama de bloques de Arduinity que brinda la facilidad de programar mediante códigos establecidos que generan movimientos específicos. Para insertar estos bloques se abre una ventana nueva de Ardunity y al hacer click derecho se puede insertar varias opciones de comandos tal como se muestra en la figura 4.33.



(a) Opciones para Unity



(b) Opciones para Arduino

Figura 4.33 Opciones de Arduinity

Mediante estas opciones se puede insertar una infinidad de cuadros que generan determinado tipo de acciones que dependen básicamente de la necesidad del usuario. El diagrama de bloques realizado para el proyecto se plasma en la figura 4.34.

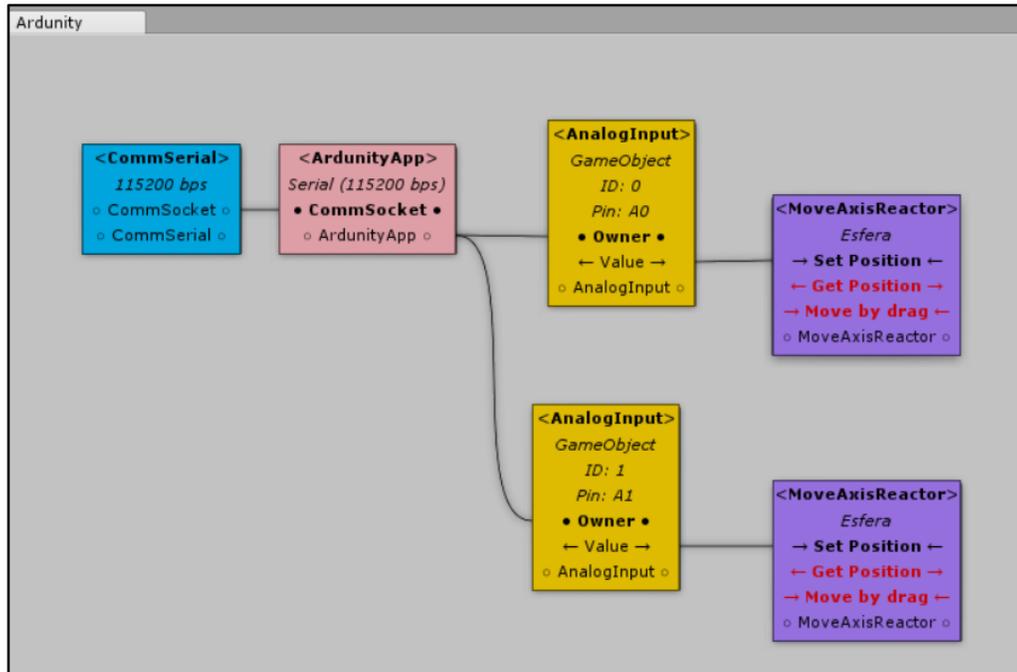


Figura 4.34 Diagrama de bloques Arduinity

Cada uno de estos bloques presenta códigos preestablecidos, mismos que para la realización del proyecto y la calibración de la sensibilidad del sensor se modifica y se escribe nuevas líneas de código adicionales. Esta calibración se puede apreciar en la figura 4.35.

```
else if (moveAxis == Axis.Z)
{
    if (_analogInput.input < 0.330)
    {
        pos.z = pos.z + 1;//adelante
        if (_analogInput.input < 0.314)
        {
            pos.z = pos.z + 2;//adelante
        }
    }
    if (_analogInput.input > 0.342)
    {
        pos.z = pos.z - 1;//atras
        if (_analogInput.input > 0.349)
        {
            pos.z = pos.z - 2;//atras
        }
    }
}
```

Figura 4.35 Calibración

CAPÍTULO V

5. CONSTRUCCIÓN DEL DISPOSITIVO Y PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO

En el presente capítulo se muestra el proceso de construcción y ensamblaje del disco, cabe mencionar que las partes de este fueron fabricadas con materiales 100% del mercado nacional y por personas especializadas en el maquinado de piezas en el torno CNC.

Luego de haber culminado la fase de diseño, construcción y ensamblaje del disco se procede a su implementación y funcionamiento del dispositivo.

5.1 CONSTRUCCIÓN DEL SISTEMA MECÁNICO

La construcción de las partes del disco se realiza en dos parte, la primera corresponde al desbaste y forma del disco que se realiza en un torno CNC (Control Numérico Computarizado) de dos ejes como se muestra en la figura 5.1 y la parte interna la cual contiene a los elementos electrónicos que se realiza en una fresadora CNC de tres ejes.

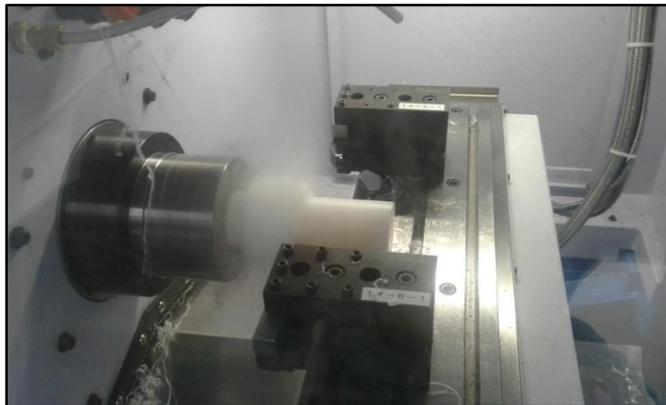
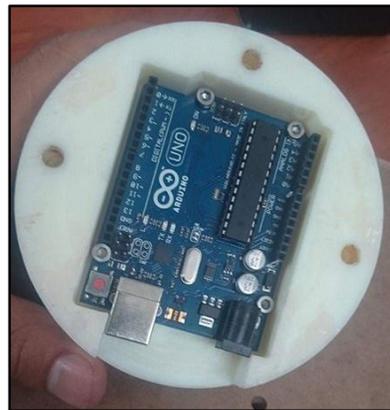


Figura 5.1 Construcción externa del disco

El maquinado de la parte interna tanto del disco como del plato se realiza en base a las dimensiones del Arduino y del acelerómetro ADLX335 respectivamente. Véase figura 5.2 (a) y (b).



(a) Semiesfera



(b) Plato

Figura 5.2 Diseño interno del disco

El diseño se complementa con la construcción del tapete, el cual está hecho de material antideslizante y en su superficie se encuentran grabadas las flechas que indica cada una de las direcciones tal como se muestra en la figura 5.3. La cubierta al estar sobre el plato del disco tiene sus mismas dimensiones.

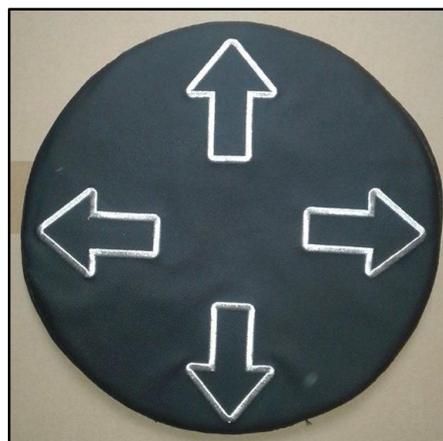


Figura 5.3 Cubierta del disco

5.2 ENSAMBLAJE DEL DISCO

Una vez que concluye la construcción de las partes que constituyen el disco se procede al ensamblaje. Al ser el disco un dispositivo de diseño mecánico relativamente sencillo, se realiza el ensamblaje directo como se muestra en la figura 5.4.



Figura 5.4 Ensamblaje del disco

5.3 ENSAMBLAJE DEL DISEÑO ELECTRÓNICO

Mediante la simulación del circuito en Proteus se verifica el funcionamiento total del sistema lo cual incluye la lectura de los canales analógicos utilizados para la adquisición de los datos provenientes del acelerómetro ADLX335, la codificación de estos valores se obtiene según los ángulos de inclinación y la utilización de señales de salida para su interfaz con Unity.

Luego de haber comprobado el funcionamiento del sistema mediante simulación, se realiza el ensamble de los componentes. Véase figura 5.5.

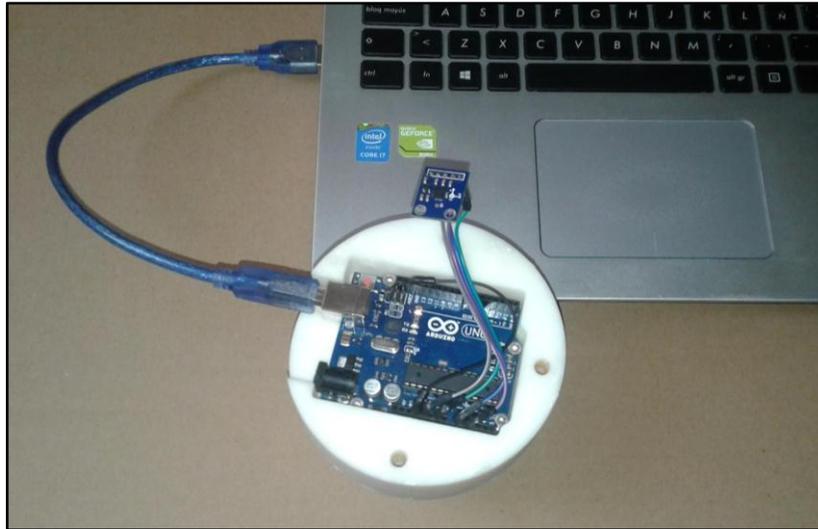


Figura 5.5 Ensamblaje electrónico

5.4 PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO

Una vez ensamblado el disco, tanto la parte mecánica como electrónica y realizado el interfaz con la plataforma Unity para videojuegos como se muestra en la figura 5.6, se inicia con las respectivas pruebas que permitan verificar y validar el funcionamiento del rehabilitador.



Figura 5.6 Rehabilitador virtual interactivo terminado

Las pruebas a realizarse son las de posicionamiento, funcionamiento tanto en posición de equilibrio (0°) como en la máxima amplitud de inclinación que tiene el disco (27°), funcionamiento de los ejecutables de los videojuegos hechos en Unity, funcionamiento de las teclas de ENTER para iniciar y ESC para salir del videojuego así como también el funcionamiento del dispositivo durante la terapia. Estas pruebas se realizan con carga, cuando el adulto mayor coloca el pie sobre el dispositivo y sin carga, cuando ninguna fuerza actual sobre él.

5.4.1 Posicionamiento

El posicionamiento del dispositivo se lo realiza mediante la tabla 4.2, en la cual se puede ver los valores de calibración del acelerómetro, dependiendo del ángulo de inclinación que tiene el disco que va en el rango de 0° a 27°. El posicionamiento se realiza independientemente de la carga a la cual está sometido el disco.

5.4.2 Funcionamiento de los ejecutables de los videojuegos

Los ejecutables son compatibles para los sistemas operativos Windows, Mac y Linux, pudiendo también generar ejecutables para otras plataformas como Samsung, IOS, TV, Android, entre otros. Al generar los ejecutables de los videojuegos se comprueba la interfaz y la flexibilidad funcional que tiene Unity. Dentro de estas pruebas también está el comprobar el funcionamiento de las teclas ENTER y ESC las cuales permiten entrar y salir del videojuego respectivamente, teniendo un resultado satisfactorio.

5.4.3 Funcionamiento del dispositivo durante la terapia

Durante la realización de pruebas de funcionamiento en la terapia, primero se debe realizar pruebas con una persona sana, para verificar que el dispositivo es capaz de alcanzar los rangos normales de movimientos articulares del tobillo. Los resultados con personas sanas son recomendables para la certificación del dispositivo antes de ser probado con pacientes que tengan algún tipo de limitación articular o que requieren de una rehabilitación de tobillo. A continuación, se presentan los resultados

experimentales del rehabilitador virtual interactivo cuando se aplica a una persona sana como se muestra en la figura 5.7.



Figura 5.7 Terapia en paciente sano

En la primera prueba se selecciona un paciente sano con una altura de 165 cm y peso de 65 kg, en donde el paciente llega a realizar movimientos de dorso flexión – plantar flexión, así como también eversión – inversión dentro de los rangos normales por lo que podemos concluir que los resultados obtenidos indican un buen desempeño del rehabilitador.

La segunda prueba se realiza con pacientes adultos mayores del hospital del IESS con cierto tipo de limitaciones funcionales y con un alto riesgo de caídas, tal como se muestra en la figura 5.8 (a) y (b).



(a) Paciente geriátrico y el ambiente virtual



(b) Paciente geriátrico y el disco

Figura 5.8 Paciente geriátrico rehabilitándose

Institucionalmente el adulto mayor es valorado bajo ciertos parámetros como son:

- Identificación.
- Riesgo de movilidad.
- Valoración del estado inicial del paciente.

5.4.4 Identificación

Los pacientes en los cuales se realiza la rehabilitación del tobillo pertenecen al área de geriatría del hospital del IESS Ibarra, los que se encuentran desde los 65 años de edad en adelante. La identificación del paciente se la realiza recopilando los siguientes datos:

- Nombre y apellido del paciente.
- Numero de historia clínica.
- Diagnóstico de hospitalización.
- Días en estado de hospitalización.

5.4.5 Riesgo de movilidad

El riesgo de movilidad es un factor importante para la valoración del adulto mayor que ingresa a hospitalización, es así que se puede clasificar en tipos de riesgos bajo, moderado y alto. El riesgo bajo, comprende a pacientes que a pesar de tener limitaciones fisiológicas son capaces de movilizarse por su propia cuenta; riesgo moderado, comprende a aquellos pacientes con movilidad limitada que requieren rehabilitación y riesgo alto, comprende a aquellos pacientes que requieren supervisión de 24 horas ya que su movilidad es muy compleja. Esta escala de riesgo de caídas se maneja internamente en la institución para identificar el tipo de ayuda que requiere el paciente.

5.4.6 Valoración de estado inicial del paciente

Se la realiza de acuerdo a la tabla 5.1, pues el diseño de esta tabla se la realiza en conjunto con el personal de atención médica de acuerdo a los parámetros de la institución.

Tabla 5.1 Parámetros de valoración del paciente

CRITERIO	VALORACIÓN		
	0	1	2
El paciente se encuentra consciente y orientado	0	1	2
Reconoce el motivo de su hospitalización	0	1	2
Controla esfínteres	0	1	2
Se moviliza ambulatoriamente	0	1	2
Es autónomo en su funcionabilidad	0	1	2

El paciente geriátrico en el hospital del IESS es valorado bajo estos criterios, mismos que determinan el tipo de rehabilitación que debe realizar. Un paciente saludable, según la tabla mostrada anteriormente tendría una valoración de 9 a 10, mientras que en un paciente geriátrico esta valoración no sobrepasa de 7. En base a estos tres parámetros de identificación y valoración del paciente, se realiza el análisis de resultados como se muestra en la tabla del anexo 1.

5.4.7 Resultados

Como resultado se tiene como base un promedio de recuperación de 2.04 en relación con la cantidad anterior la cual era alrededor de 0.73, se concluye entonces que el rehabilitador cumple con los requerimientos pautados anteriormente.

CAPÍTULO VI

6. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

6.1 CONCLUSIONES

- Los resultados presentados confirman que efectivamente la implicación de movimiento activo en la rehabilitación de adultos mayores muestran cambios sustantivos en la funcionalidad del tobillo que permite mejorar la función musculoesquelética en el adulto mayor, incrementa rangos de movimientos del tobillo, mejorar el equilibrio y reducir con esto el riesgo de caídas que son muy frecuentes en adulto mayor lo que convierte en un aspecto crítico para su bien estar y salud.
- Los resultados del análisis de la evidencia sugieren que la rehabilitación asistida por realidad virtual supone un complemento terapéutico eficaz para la rehabilitación de la marcha y la función motora, mejorando el balance y el control postural en sujetos adultos mayores, además mejora la propiocepción, la concentración y la memoria.

6.2 RECOMENDACIONES

- En futuros trabajos el dispositivo propuesto se extenderá a ejercicios de rehabilitación de tobillo más complejos añadiendo los movimientos de cabeceo y alabeo. Además, el dispositivo no sólo garantizará la ejecución del ejercicio, sino que podrá acelerarlo tras un número de repeticiones. Tal evolución del tiempo de ejecución permitirá al paciente realizar los ejercicios originales sin modificaciones.

- Se recomienda realizar la adaptación para poder utilizar este método de rehabilitación no solo en el adulto mayor sino q también en niños y atletas de alto rendimiento, para entrenar el equilibrio o que necesiten recuperar el tobillo.
- La utilización de la herramienta Ardunity es esencial para poder integrar la parte electrónica comandada por la placa Arduino y la plataforma Unity, ya que al no utilizar dicha herramienta se pueden producir muchos errores de compilación, interacción, enlace y comunicación. Además que hace más fácil la calibración del acelerómetro.