



DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN

OPCIÓN I. - TESIS

TRABAJO PROFESIONAL

**“ESTUDIO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA
MULTISENSORIAL EN APLICACIONES DE TERAPIAS
COMBINADAS PARA REHABILITACIÓN NEUROMOTRIZ”**

**QUE PARA OBTENER EL GRADO DE :
DOCTOR EN CIENCIAS DE LA INGENIERÍA**

PRESENTA:

M.I.E. Miriam Cristina Reyes Fernández

DIRECTOR DE TESIS:

Dr. Albino Martínez Sibaja

DIRECTOR DE TESIS:

Dr. Rubén Posada Gómez





Orizaba, Veracruz, 06/06/2024
Dependencia: División de Estudios de
Posgrado e Investigación
Asunto: Autorización de Impresión
OPCION: I

C. MIRIAM CRISTINA REYES FERNÁNDEZ
Candidata a Grado de Doctor en:
CIENCIAS DE LA INGENIERÍA
P R E S E N T E.-

De acuerdo con el Reglamento de Titulación vigente de los Centros e Institutos Tecnológicos Federales del Tecnológico Nacional de México, de la Secretaría de Educación Pública y habiendo cumplido con todas las indicaciones que la Comisión Revisora le hizo respecto a su Trabajo Profesional titulado:

"ESTUDIO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA MULTISENSORIAL EN APLICACIONES DE TERAPIAS COMBINADAS PARA REHABILITACIÓN NEUROMOTRIZ"

Comunico a Usted que este Departamento concede su autorización para que proceda a la impresión del mismo. .

ATENTAMENTE

Excelencia en Educación Tecnológica®
CIENCIA - TÉCNICA - CULTURA®

DRA. OFELIA LANDETA ESCAMILLA
JEFA DE LA DIVISIÓN DE ESTUDIOS
DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN





Orizaba, Veracruz, **Marzo 07, de 2024.**
Asunto: Revisión de trabajo escrito

C. OFELIA LANDETA ESCAMILLA
JEFA DE LA DIVISIÓN DE ESTUDIOS
DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN
P R E S E N T E.-

Los que suscriben, miembros del jurado, han realizado la revisión de la Tesis del (la) C.

MIRIAM CRISTINA REYES FERNÁNDEZ

La cual lleva el título de:

**"ESTUDIO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA MULTISENSORIAL EN APLICACIONES DE
TERAPIAS COMBINADAS PARA REHABILITACIÓN NEUROMOTRIZ"**

Y concluyen que se acepta.

ATENTAMENTE
Excelencia en Educación Tecnológica®
CIENCIA - TÉCNICA - CULTURA®

PRESIDENTE: DR. ALBINO MARTÍNEZ SIBAJA


FIRMA

SECRETARIO: DR. RUBÉN POSADA GÓMEZ


FIRMA

VOCAL: DR. ALBERTO ALFONSO AGUILAR LASSERRE


FIRMA

VOCAL: DR. JOSÉ PASTOR RODRÍGUEZ JARQUÍN


FIRMA

VOCAL: DR. ULISES JUÁREZ MARTÍNEZ

VOCAL
SUPLENTE: DR. JESÚS OLAYO LORTIA


FIRMA

TA-09 -18



Oración budista de agradecimiento

Agradezco a aquellos que me han herido o me han dañado, porque han reforzado mi determinación.

Agradezco a aquellos que me han contradicho, porque han profundizado mi conocimiento.

Agradezco a quienes me han golpeado, porque se han reducido mis obstáculos kármicos.

Agradezco a quienes me han abandonado, porque ellos me han enseñado a ser independiente.

Agradezco a los que me han hecho tropezar, porque han fortalecido mi capacidad.

Agradezco a los que me han denunciado, porque han aumentado mi sabiduría y concentración.

Agradezco a quienes me han hecho firme y decidido, porque han ayudado a acercarme a mis logros.

AGRADECIMIENTOS:

A la Gran Fuerza Creadora, por la maravillosa oportunidad de tener esta preciosa vida humana.

A Isis y Anubis, por su protección y consejos.

A la Estrella de la Mañana, quien da Luz y conocimiento.

A todos mis ancestros, porque son el origen.

A mis padres, quienes aceptaron ser vehículos de vida, y hacer lo mejor con sus recursos.

A mis hermanas, por siempre estar ahí, por darme apoyo en los momentos más difíciles.

A Alberto, por acompañarme y apoyarme parte del camino.

A mi hijo, por ser un extraordinario ser humano, por tu apoyo e infinita comprensión, maestro de vida. Gracias por hacer mis días más ligeros y felices. Que Isis te lleve en sus alas, y vuelas muy, muy alto.

*A mi asesor, **Dr. Albino Martínez Sibaja**, por el apoyo de años en esta travesía, por aceptar ser parte de este proyecto.*

*A mi asesor, **Dr. Rubén Posada Gómez**, gracias por creer en mí, por apoyarme, por abrir mis ojos y mi camino a lo nuevo, por haber tomado mi mano. Gracias por tu apoyo, por las enseñanzas, y sobre todo, por tu amistad a toda prueba.*

A los revisores, por su tiempo, sus aportaciones y comentarios que sirvieron para mejorar el trabajo de tesis.

*A mi bella maestra de Kabbalah, **Raquel Gutiérrez**, por tu sabiduría, disciplina y compasión. Todá Rabá*

*A la tía Cony (**Consejo Nacional de Humanidades, Ciencias y Tecnologías-Conachcyt**), por otorgar la beca que me permitió terminar un posgrado.*

*Y por supuesto, como siempre, gracias a **Queen, Freddie Mercury, Nightwish, Nirvana, Mago de Oz, Metallica, Exit Eden**, y otros más por inspirarme y levantar el ánimo durante la redacción de esta tesis.*

RESUMEN.

Las lesiones y los problemas de motricidad son comunes a lo largo de la vida de todas las personas. Las causas pueden ser diversas (enfermedad, accidente, edad), y las consecuencias pueden ser temporales o permanentes, dando lugar a una discapacidad. Por tanto, es frecuente que un paciente necesite de algún tipo de rehabilitación motriz.

Los procesos de rehabilitación tradicionales suelen estar basados en repeticiones de ejercicios indicados por el terapeuta, a veces haciendo uso de dispositivos como escaleras para dedos, rampas, tinas de hidromasaje, electroestimulación, ultrasonido, por mencionar algunos. Sin embargo, pueden convertirse en terapias monótonas, que desmotivan al paciente. Además, no siempre hay suficiente personal para verificar que los ejercicios se llevan a cabo de la forma adecuada.

Los miembros superiores, especialmente la muñeca, son propensos a sufrir daños debido a que prácticamente todas las actividades involucran movimientos en diferentes ángulos, aplicando distintos tipos de fuerza.

Este trabajo presenta el desarrollo de un sistema que combina electroestimulación, señales electromiográficas y estímulos vibrotáctiles, con un juego serio en ambiente virtual, con el fin de que la terapia sea más divertida para el paciente, mientras guarda la información de su desempeño durante las sesiones, para que el médico tratante pueda tener acceso a ella desde la nube. La estimulación de la vista y el tacto simultáneamente, permiten crear nuevas formas de conexión neuronal, contribuyendo a una rehabilitación más eficiente del paciente, de acuerdo con la opinión del médico tratante.

Abstract.

Motor skills problems and injuries are common throughout the life of all people. The causes may be different (illness, accident, old), and the consequences can be temporary or permanent, leading to a disability. Therefore, it is often that a patient needs some kind of motor rehabilitation

Traditional rehabilitation processes are usually based on repetitions of exercises indicated by the therapist, sometimes using devices such as finger ladders, ramps, hydromassage tubs, electrostimulation, ultrasound, among others. However, they can become monotonous therapies, demotivating the patient. Also, sometimes there are not enough staff to verify that the exercises are carried out properly.

The upper limbs, especially the wrist, are often damaged because practically all activities involve movements at different angles, applying different types of force.

This paper presents the development of a system that combines electrostimulation, electromyographic signals and vibrotactile stimuli, with a serious game in a virtual environment, so that the therapy more enjoyable for the patient, while keeping the information on their performance during sessions, so that the treating physician can access it from the cloud. Stimulation of sight and touch simultaneously, allow you to create new forms of neuronal connections, contributing to a more efficient rehabilitation of the patient, according to the opinion of the treating physician

INDICE.

RESUMEN	iii
ABSTRACT	iv
INDICE.....	v
INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO I- Antecedentes	3
1.1. Discapacidad	3
1.2. Rehabilitación Neuromotriz	5
..... 1.2.1. Técnicas de rehabilitación	7
..... 1.2.2. Rehabilitación activa y rehabilitación pasiva	8
1.3. Herramientas para rehabilitación motriz.....	8
.....1.3.1. Electromiografía	8
.....1.3.2. Electroestimulación	9
..... 1.3.3. Realidad virtual	10
..... 1.3.4. Rehabilitación virtual	10
1.4. Tipos de lesiones en miembro superior e inferior	11
.....1.4.1. Anatomía y fisiología del miembro superior	11
..... 1.4.2. Anatomía y fisiología del tobillo	17
..... 1.4.3. Lesiones frecuentes en miembros inferiores	21
..... 1.4.4. Lesiones frecuentes en miembros superiores.....	23
1.5. Planteamiento del problema	27
1.6. Objetivos	29
.....1.6.1 General	29
.....1.6.2 Específicos.....	29

1.7. Hipótesis.....	30
1.8. Justificación.....	30
1.9. Contribución al conocimiento.....	32
 CAPÍTULO II. 2 Estado del arte.....	33
2.1. Sistemas Robóticos para rehabilitación neuromotriz.....	34
2.2. Mecanismos para fisioterapia.....	38
2.3. Sistemas de estimulación multisensorial en rehabilitación neuromotriz.....	42
2.4. Realidad virtual y aumentada en rehabilitación neuromotriz.....	43
2.5. Juegos serios en rehabilitación neuromotriz.....	45
2.6. Rehabilitación virtual.....	46
2.7. Comparación de herramientas empleadas en rehabilitación neuromotriz.....	47
 CAPÍTULO III. Aplicación de la metodología.....	51
3.1 Metodología de investigación.....	51
3.2 Desarrollo del sistema de medición.....	52
3.2.1. Implementación del goniómetro.....	53
3.2.2. Implementación de un EMG.....	54
3.2.2.1. Monitoreo de señales de EMG.....	54
3.2.2.2. Colocación de electrodos de señal sEMG y adquisición de datos.....	57
3.2.2.3. Promedio absoluto (MAV).....	60
3.2.2.4. Valor Raiz Cuadrático Medio (RMS).....	60
3.2.2.5. Longitud de forma de onda (WL).....	60
3.2.2.6. Varianza (VAR).....	60
3.2.2.7. Enfoque Temporal.....	61
3.3. Desarrollo del sistema de estimulación multisensorial.....	64

3.3.1. Implementación del electroestimulador	64
3.3.1.1. Diagrama a bloques.....	64
3.3.1.2. Software	65
3.3.2. Implementación del estimulador vibratorio.....	69
3.4. Desarrollo del sistema de realidad virtual	73
3.4.1. Implementación de un guante medidor de variables inerciales	73
3.4.2. Implementación de juegos serios para rehabilitación.....	75
CAPÍTULO IV. Resultados	79
4.1. Resultados de los sistemas de medición.....	79
4.1.1. Pruebas con el goniómetro.....	79
4.1.2. Pruebas con EMG.....	82
4.2. Resultados de los sistemas de estimulación multisensorial	84
4.2.1. Electroestimulador	84
4.2.2. Sistema vibrotáctil	86
4.3. Resultados de los sistemas de realidad virtual	89
4.4. Resultados de casos de estudios.....	97
CAPÍTULO V. Conclusiones	99
5.1. Conclusiones	99
5.2. Trabajo a futuro	100
REFERENCIAS.....	101
ANEXOS.....	105
ANEXO A. PRODUCTOS GENERADOS	106

INTRODUCCIÓN

La rehabilitación es un proceso de suma importancia para la completa recuperación tras una lesión, si se presentó un accidente, ya que, de no contar con la adecuada atención médica, una discapacidad temporal puede convertirse en una discapacidad permanente. En el caso de enfermedad o discapacidad permanente, es más importante, ya que así se puede integrar a la persona en su ambiente de forma más funcional, se evita que los músculos se atrofien y se presenten cuadros más complicados.

Las consecuencias de una incapacidad temporal o permanente son físicas, emocionales, psicológicas, económicas, sociales. De ahí que se deba prestar la atención debida a una lesión o enfermedad.

Las terapias de rehabilitación son repetitivas, para que el paciente pueda desarrollar memoria muscular, pero es la característica la que suele desmotivar a quienes deben tomar las sesiones, además, el dolor causa que no siempre se ejecuten correctamente.

La estimulación multisensorial se ha utilizado desde hace algunas décadas para ayudar a estimular reacciones en el cerebro, mediante estímulos aplicados en el ambiente o directamente al paciente. En las salas multisensoriales, por ejemplo, hay plastilinas suaves, con colores vivos; música y sonidos específicos, así como aromas agradables, todo enfocado a crear una experiencia estimulante y relajante, para que se puedan crear nuevas cadenas neuronales. Estas salas son utilizadas para las personas con autismo o Alzheimer, para aumentar o mantener la capacidad cognitiva y la integración social.

Se estima que la combinación de ejercicios físicos con estímulos sensoriales puede mejorar los resultados obtenidos en las terapias de rehabilitación convencionales. Utilizando estímulos táctiles y visuales, se crean reacciones desde el sistema nervioso, que

llevan señales al cerebro. En respuesta, el cerebro enviará otras señales, creando así nuevas cadenas de neuronas.

En el presente trabajo de tesis, los capítulos se han organizado de la siguiente manera:

En el Capítulo 1, Antecedentes se habla sobre la discapacidad, su clasificación, rehabilitación motriz, así como diferentes herramientas que comúnmente pueden ser empleadas durante la rehabilitación motriz. Asimismo, se mencionan las lesiones más frecuentes en los miembros superiores e inferiores. Para finalmente presentar los objetivos, planteamiento del problema y las principales contribuciones al conocimiento de este trabajo de tesis

En el Capítulo 2, Estado del arte. Se presenta un análisis de los diferentes sistemas que se emplean como herramientas para la rehabilitación motriz, tales como los sistemas robóticos y de realidad virtual, y los juegos serios, entre otros para finalmente hacer una comparación de estas herramientas dentro del campo de la rehabilitación neuromotriz.

En el Capítulo 3. Aplicación de la metodología. Se describen las diferentes partes que integran el sistema de estimulación multisensorial, de manera que se integran las etapas para la adquisición de los datos generados durante la rehabilitación provenientes de un goniómetro y un sistema de electromiografía, y las etapas para la generación de los estímulos consistentes en un electroestimulador, un sistema de vibración y el sistema de realidad virtual.

En el Capítulo 4. Resultados se brindan algunos resultados obtenidos con las dirimentes etapas del sistema desarrollado.

Las conclusiones de este trabajo son presentadas en el Capítulo 5, al igual que los posibles trabajos a futuro que pueden desprenderse de este trabajo.

CAPÍTULO I - Antecedentes.

1.1. Discapacidad.

A pesar de que la Organización de las Naciones Unidas en 1975 redactó la primera Declaración de los Derechos de los Impedidos, la discapacidad es un concepto muy discutido, ya que en las últimas cuatro décadas diferentes organizaciones han tratado de visibilizar a las personas que tienen algún tipo de impedimento físico y/o mental para ser independientes. (Pérez Dalmeda & Chhabra, 2019)

Cabe resaltar que se incluyó a las personas con discapacidad en la Declaración Universal de los Derechos Humanos hasta 1985, esto significa que hace treinta y cinco años son consideradas sujetos de derechos. Sin embargo, en el mundo, las personas discapacitadas siguen sufriendo por la ignorancia y la falta de oportunidades y cuidados especiales, haciendo que su inclusión al medio al que pertenecen sea, por lo menos, difícil. Muchos de ellos viven en condiciones de pobreza.

Hogan et al mencionan la generación de esquemas conceptuales diseñados para entender y analizar de manera distinta la realidad de las personas con discapacidad en base a diferentes modelos teóricos de discapacidad, estos modelos también buscan generar nuevas hipótesis y evaluar el impacto de situaciones que se encuentren fuera de un entorno controlado (Hogan, 2000)), no han sido suficientes para establecer una definición más completa o integral de la discapacidad, lo que ha provocado que ésta sea vista con perspectivas muy variadas, dependiendo del país y la cultura.

Por tanto, para efectos del presente escrito, se considerará que la Discapacidad es toda restricción o ausencia temporal o permanente, reversible o irreversible debida a una deficiencia, de la capacidad de realizar una actividad en la forma o dentro del margen considerado normal para el ser humano, acorde a la definición de la Organización Mundial de la Salud. (OMS, Dr. B. O. A. Adebonojo, 1969).

La discapacidad puede clasificarse en tres tipos:

Sensorial: La discapacidad sensorial se presenta cuando una persona ve afectada su capacidad de percibir el mundo a través de uno o más sentidos, por ejemplo, cuando no ve o no escucha.

Mental: Cuando una persona presenta una deficiencia o cambio en la forma en que procesa lo que percibe del mundo, o en su reacción, hay discapacidad mental, por ejemplo, Síndrome de Down o parálisis cerebral.

Motriz: Cuando una persona tiene dificultad, o está imposibilitada, para trasladarse por sí misma, o llevar a cabo tareas que requieren de motricidad gruesa o fina, hay una discapacidad motriz, es el caso de quienes tienen esguinces o utilizan sillas de ruedas.

El término discapacidad no debe ser sinónimo de incapacidad, ya que puede haber limitaciones físicas, pero se pueden realizar ciertas acciones, como vestirse o comer por sí mismo.

La Organización Mundial de la Salud (OMS) ofrece los siguientes datos:

- Alrededor del 15% de la población mundial, tienen alguna condición de discapacidad (más de mil millones de personas).
- Las condiciones de edad, enfermedades crónico-degenerativas, la distribución geográfica o la aparición de pandemias como la del covid-19 ha aumentado significativamente el número de personas con algún tipo de discapacidad en el mundo.
- Estadísticamente, casi toda la población mundial experimenta alguna discapacidad –temporal o permanente– en algún momento de su vida.
- Las personas con discapacidad tienen acceso limitado a servicios de salud y/o asistencia sanitaria, quedando muchas veces desatendidas sus necesidades más básicas.

- Los servicios de salud para personas con discapacidad suelen ser deficientes o carecer de recursos necesarios, en el sector público; los servicios del sector privado no son accesibles para todos, y en ocasiones tampoco son completamente adecuados.
- Es urgente que la atención primaria para las personas con discapacidad tenga mayor cobertura, sobre todo en el área de rehabilitación. (WHO, 2020)

De los anteriores mencionados, el punto tres es crucial, ya que prácticamente toda la población necesitará atención médica y de un proceso de rehabilitación eficiente, que permita la recuperación completa de la persona, o, en caso de discapacidad permanente, de una adecuada integración al medio.

1.2. Rehabilitación Neuromotriz.

La rehabilitación pretende que quien haya sufrido alguna enfermedad o accidente recobre completamente la funcionalidad del cuerpo.

La rehabilitación es un proceso con una duración bien delimitada y con un propósito específico: ayudar a una persona con discapacidad a obtener un óptimo funcionamiento físico, mental y/o social, proporcionando los recursos necesarios para que la persona pueda cambiar su propia vida. Esto, utilizando diferentes técnicas y herramientas para compensar la pérdida o limitación de una función, y de este modo, permitir la adaptación y reinserción al entorno.

En este sentido, es fundamental que quienes tomen terapias de rehabilitación puedan acceder a sistemas de salud capacitados, pero no siempre es posible.

La OMS nos da la siguiente información sobre los servicios de salud:

- **Los costos de la atención son inasequibles.** La salud y el transporte tienen un alto costo para personas con discapacidad en los países con bajos ingresos, por lo cual no reciben los cuidados necesarios. Más de la mitad de las personas con discapacidad no pueden pagar los servicios de salud; en contraste, un tercio de las personas sin discapacidad tiene este problema.
- **Escasez de servicios correctamente acondicionados para las personas con discapacidad.** Según varios estudios, las necesidades básicas de quienes sufren discapacidad no se atienden por la falta de profesionales o instalaciones adaptadas para ellas, en especial en las zonas rurales y remotas.
- **Barreras físicas y arquitectónicas.** Edificios sin rampas o accesos seguros, equipo médico sin adecuaciones físicas, falta de señalización, puertas estrechas, escaleras, baños inadecuados, estacionamiento de difícil acceso, crean obstáculos en clínicas de salud, hospitales, centro de rehabilitación, escuelas, ayuntamientos, etc. Algunas mujeres con discapacidad motriz tienen problemas para que se les realice la prueba de detección del cáncer cervicouterino o mamario, por las características del equipo que se utiliza para tales fines, por ejemplo, el equipo de mamografía requiere que la paciente se encuentre en posición vertical.
- **Capacitación insuficiente del personal del cuidado de la salud.** De acuerdo con información obtenida de pacientes discapacitados, se encontró que:
 - Se les niega la atención con tres veces más de frecuencia que a otros pacientes
 - Tienen cuatro veces más probabilidades de sufrir maltrato por parte del personal de salud
 - Las personas con discapacidad notifican con una frecuencia dos veces mayor que el personal sanitario carece de las aptitudes para atender sus necesidades.

En las instituciones no hay personal suficiente para atender a cada paciente de manera personalizada, a menudo, un mismo terapeuta debe supervisar al menos tres o cuatro pacientes, en un lugar que no siempre tiene los instrumentos necesarios.

La rehabilitación neuromotriz tiene como objetivo la recuperación completa del paciente, enfocándose en mejorar tanto las funciones motoras como las cognitivas. En el caso de pacientes con discapacidad permanente, el objetivo es mantener al paciente de la mejor manera posible, evitando atrofas, permitiendo que se integre de una manera más cómoda y natural al entorno.

1.2.1. Técnicas de rehabilitación.

Los especialistas recomiendan la rehabilitación física cuando realizar las tareas diarias sea un problema. Bien se trate de una discapacidad o de una reducción de movilidad por accidente, enfermedad o lesión.

Actualmente existen varios tipos de rehabilitación física, con distintos beneficios para los pacientes.

- **Kinesioterapia:** estudia los movimientos del cuerpo humano, relacionando esto con anatomía humana, psicología, fisiatría, entre otras; su objetivo es que la persona recobre el movimiento normal.
- **Fisiatría:** la OMS define Fisiatria, desde 1958, como “ciencia que aplica tratamientos a través de medios físicos, ejercicio terapéutico, masoterapia y electroterapia, y que puede llevar a cabo pruebas eléctricas y manuales para determinar el grado de afectación y fuerza muscular, pruebas para determinar las capacidades funcionales, la amplitud del movimiento articular y medidas de la capacidad vital, así como ayudas diagnósticas para el control de la evolución”.
- **Termoterapia:** es la transferencia de energía en forma de calor o frío para producir un efecto terapéutico, puede ser a través de conducción, convección o radiación. (Aparicio, 2010)
- **Crioterapia:** es una terapia física pasiva a corto plazo de acción sistémica con temperaturas generalmente efectivas a nivel terapéutico de 100 °C a -150 ° C. (Villafaña, 2009)

- **Mecanoterapia:** es el empleo de diferentes máquinas y medios mecánicos para la movilización de una parte del cuerpo.
- **Hidroterapia:** empleo del agua con fines terapéuticos.

1.2.2. Rehabilitación activa y rehabilitación pasiva.

La terapia física puede dividirse en dos tipos, de acuerdo al movimiento que se lleve a cabo durante la terapia:

- **Activa:** la rehabilitación activa se da cuando el paciente puede realizar por sí mismo, sin ayuda, los ejercicios prescritos por el médico tratante.
- **Pasiva:** la rehabilitación pasiva ocurre cuando el paciente no se esfuerza al hacer el movimiento, suele ser el fisioterapeuta quien mueve o flexiona la articulación, sea con sus manos o con ayuda de algún aparato mecánico. En este tipo de rehabilitación también se hace uso de electroestimulación, ultrasonidos, terapias de variación de temperatura, etc.

1.3. Herramientas para la rehabilitación motriz.

El desarrollo en el campo de la rehabilitación permite echar mano de variadas herramientas, o de la combinación de algunas de ellas, para que el paciente pueda tener un mejor proceso de rehabilitación.

1.3.1. Electromiografía.

La electromiografía se ocupa de la detección, análisis y uso de la señal que emite un músculo al contraerse; estas lecturas hacen posible leer comportamiento mioeléctrico del

músculo, a través de dos métodos: (Guzman-Muñoz & Mendez-Rebolledo, 2018)

EMG invasiva: consiste en introducir electrodos a través de agujas, que llegan directamente al músculo. Aunque no es una técnica dolorosa, puede causar reacciones en pacientes muy sensibles al dolor. Permite llegar a músculos muy pequeños, pero tiene la desventaja de no permitir una reinserción exacta, si se repite la prueba.

EMG superficial: estudia la actividad bioeléctrica del músculo a través del registro de las diferencias de potencial localizadas en la superficie de la piel, permite estudiar el comportamiento promedio de un grupo de músculos. Aquí la desventaja es la posibilidad de que la señal tenga alguna contaminación, ya que el área a examinar es más amplia.

La EMG ha contribuido a entender los patrones neuromusculares involucrados en diferentes gestos motores y las posibles causas y consecuencias de lesiones, lo que permite orientar programas de entrenamiento muscular durante la rehabilitación de una lesión y/o patología. (Guzman-Muñoz & Mendez-Rebolledo, 2018)

El uso de la EMG permite encontrar trastornos musculares o enfermedades que afectan la conexión nervio-músculo.

1.3.2. Electroestimulación.

La electroestimulación es la transmisión de corrientes eléctricas aplicadas a través de la piel, con fines terapéuticos.

Aunque es una herramienta que cuenta con años de investigación, siguen encontrándose usos de ella en más campos de la medicina, la rehabilitación y la estética.

La herramienta más utilizada en este apartado es la Electroestimulación Percutánea (o Transcutánea) de los Nervios o TENS (Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation). Su aplicación va desde la analgesia, hasta la disminución de espasticidad, o el fortalecimiento

La colocación de los electrodos es muy variable, ya que depende las estructuras neuromusculares y del tipo de lesión que se presente, así como de la indicación terapéutica del médico experto en el área

1.3.3. Realidad virtual.

La realidad virtual se compone de una interfaz de usuario avanzada para aplicaciones computacionales para que los usuarios naveguen e interactúen en tiempo real con un entorno tridimensional generado por computadora, valiéndose de dispositivos multisensoriales para permitir la interacción del usuario en entornos virtuales tridimensionales. (T. Romero, C. Kirner, and S. R, 2006).

La realidad virtual se ha integrado a diferentes sistemas de rehabilitación, como opción más que permita mejorar la eficiencia de las terapias, y algunos son portables, pudiendo usarse en el hogar, con lo que el paciente estaría más cómodo.

1.3.4. Rehabilitación virtual.

Los profesores Daniel Thalmann y Grigori Burdea (G. Burdea, 2002) usaron por primera vez este término para referirse a la rehabilitación que hacía uso de la realidad virtual, creando un entrenamiento basado en ejercicios de simulación mediante tecnología de realidad virtual (M. Holden, 2005) (D.E. Guzmán, J. Londoño, 2015).

De acuerdo con los creadores del sistema de rehabilitación de miembros superiores Toyra, la realidad virtual integra al paciente en un entorno amable, fácil y cómodo para que lleve a cabo sus sesiones de terapia, de manera independiente o con apoyo de un profesional, permitiendo, además, tener un monitoreo mucho más preciso, mediante el rastreo en tiempo real del movimiento realizado durante la sesión, haciendo uso de sensores, que transmiten la localización y la posición, recreando el movimiento que realiza el paciente Esta información es analizada por el sistema, y permite ver los progresos reales del paciente en cada sesión.

1.4. Tipos de lesiones en miembro superior e inferior.

Este estudio se enfoca en los miembros superiores e inferiores, por lo que hay que mencionar aspectos relevantes de la anatomía y fisiología, y algunas lesiones más recurrentes de los miembros superiores e inferiores.

1.4.1. Anatomía y fisiología del miembro superior.

Los miembros superiores humanos son un conjunto de huesos, articulaciones, músculos, que funcionan para permitir que se lleven a cabo tareas sumamente complejas.

Los huesos que forman parte de los miembros superiores (Vier Fig. 1.1.) son los siguientes:

La clavícula es un hueso largo que se articula con el esternón, el cartílago costal y el acromion de la escápula. Se encuentra justo debajo de la piel y es palpable.

La escápula, también conocida como **omóplato**, es un hueso plano, delgado y triangular que se encuentra en la parte superior de la espalda.

El húmero es un hueso largo que se encuentra en el brazo. Su cabeza se articula con la escápula en el hombro, y su extremo inferior se articula con el radio y el cúbito en el codo.



Fig. 1.1. Hueso del miembro superior, Hombro, brazo y antebrazo.

El cúbito es el hueso interno del antebrazo. En su extremo superior se articula con el húmero y la cabeza del radio.

El radio es el hueso externo del antebrazo, es largo y tiene un extremo superior, una parte cilíndrica intermedia y un extremo inferior. Su extremo superior se articula con el húmero y con el cúbito. El extremo inferior es ancho y se articula con la cabeza del cúbito y con el escafoides.

Los de la muñeca se conocen colectivamente como los ***huesos del carpo***. Son ocho, y se encuentran alineados en dos hileras. La superior contiene el escafoides, el semilunar, el piramidal y el pisiforme (de adentro hacia afuera). La inferior consta de el trapecio, el trapecoide, el hueso grande y el hueso ganchoso.

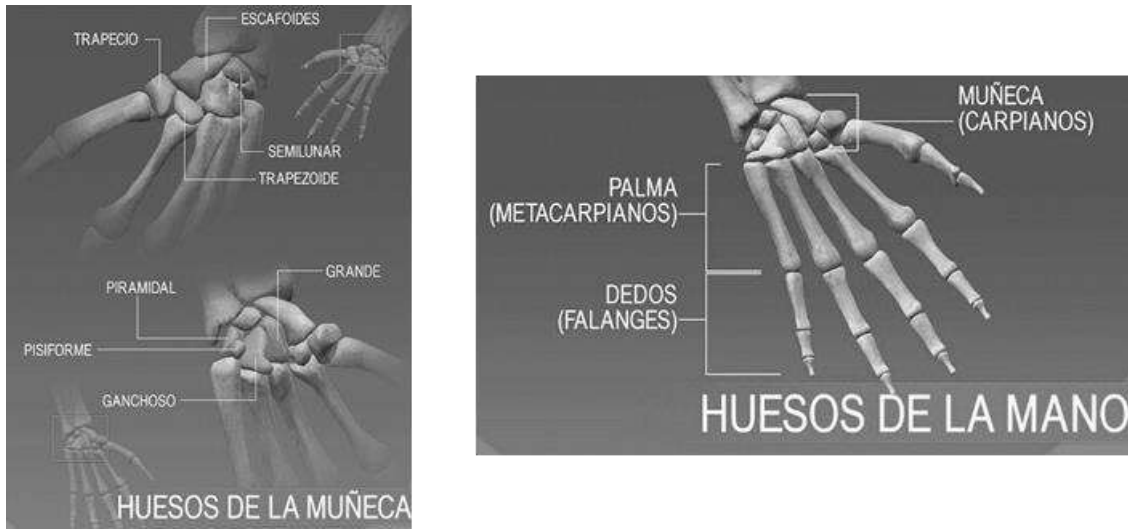


Fig. 1.2. Huesos de la mano y la muñeca.

Los cinco huesos de la mano (Ver. Fig 1.2) se numeran comenzando por la parte externa. Así, el dedo pulgar corresponde al primer metacarpiano.

Los huesos de los dedos de la mano son las falanges. En total, son catorce huesos. En el dedo pulgar hay dos falanges, mientras que en el resto de los dedos hay tres.

Los extremos superiores de los cinco huesos de la mano se articulan con los huesos de la fila inferior del carpo. Sus extremos inferiores se articulan con las falanges superiores y forman los nudillos de las manos.

Las **articulaciones** de los miembros superiores (Vier Fig. 1.3.) son:

1. La articulación acromioclavicular entre el acromion y la clavícula, conocida como **Articulación de la Cintura Escapular**, reforzada por varios ligamentos. Los movimientos de esta articulación son limitados.

2. La articulación escapulohumeral, o **Articulación del Hombro**; está situada entre la escápula y la cabeza del húmero. Está reforzada por varios ligamentos y carece de estabilidad, de modo que la fuerza de la articulación proviene de los músculos que la

rodean. Ya que es una articulación esférica, tiene movimientos muy amplios.

3. Articulación del codo. La articulación del codo se compone de tres articulaciones diferentes del húmero, el radio y el cúbito. El nervio cubital se encuentra muy superficial, lo que explica que se lesione con facilidad en los traumatismos

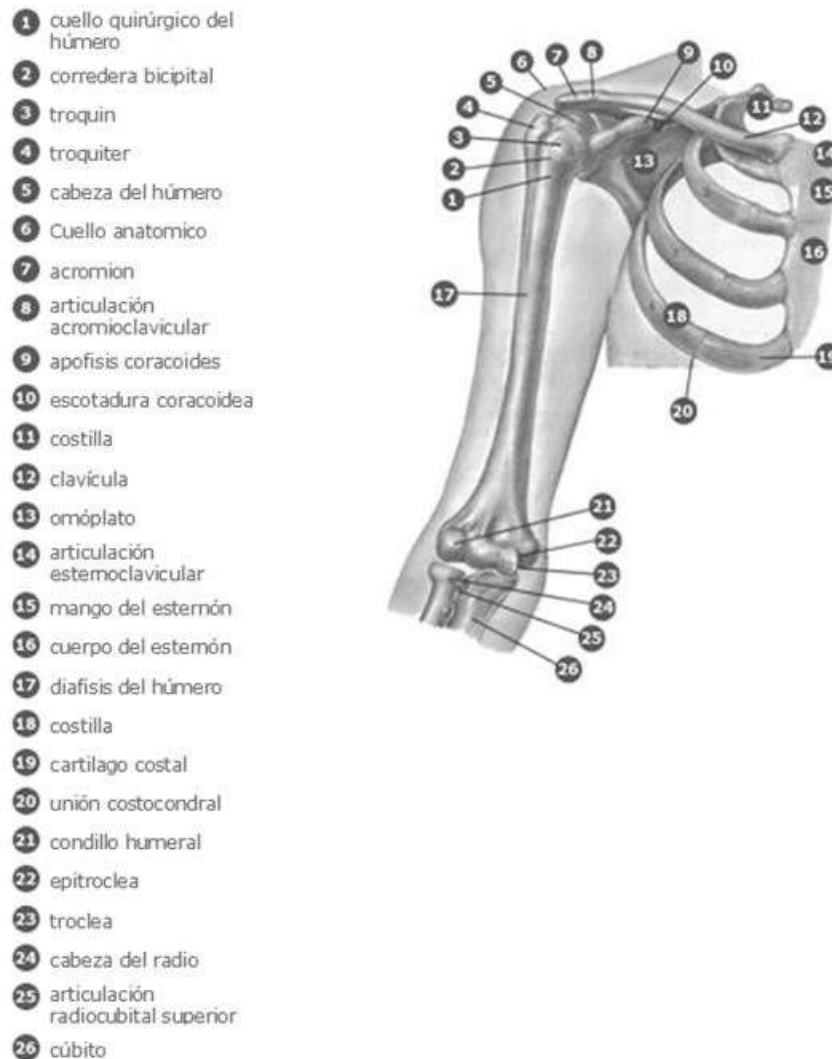


Fig. 1.3. Articulaciones del miembro superior.

del codo.

4. Las articulaciones radiocubitales (proximal o superior y distal o inferior), conforman la **Articulación Radiocubital Distal**. Ellas llevan a cabo los movimientos de pronación (movimiento de los huesos del antebrazo de modo que el radio rota sobre el cúbito) y supinación (movimiento de los huesos del antebrazo de modo que el radio y el cúbito quedan paralelos).

5. **La articulación de la muñeca o radiocarpiana**, ubicada entre el radio y el ligamento triangular, por un lado, y la fila superior de los huesos del carpo, por el otro. El túnel carpiano está aquí, situado entre un ligamento anular y los huesos del carpo, atravesado por el nervio mediano.

Las articulaciones de la mano son: las articulaciones intercarpianas, las carpometacarpianas y las metacarpofalángicas.

6. **Las articulaciones de los dedos de la mano** son las articulaciones interfalángicas, entre el extremo inferior de una falange y el extremo superior de la siguiente. Están reforzadas por varios ligamentos.

Los **músculos** que componen los miembros superiores, correspondientes al hombro y brazo (Vier Fig. 1.4.) y el antebrazo (Fig 1.5) son los siguientes:

1. El músculo serrato mayor, que fija la escápula.

2. Los músculos que actúan sobre la articulación del hombro, produciendo movimientos como flexión, extensión o abducción, incluyen el deltoides. Por otro lado, el dorsal ancho lleva el húmero hacia atrás.

3. El músculo pectoral que acerca el húmero al cuerpo mediante el movimiento de aducción. a

4. Los músculos de la articulación del codo:

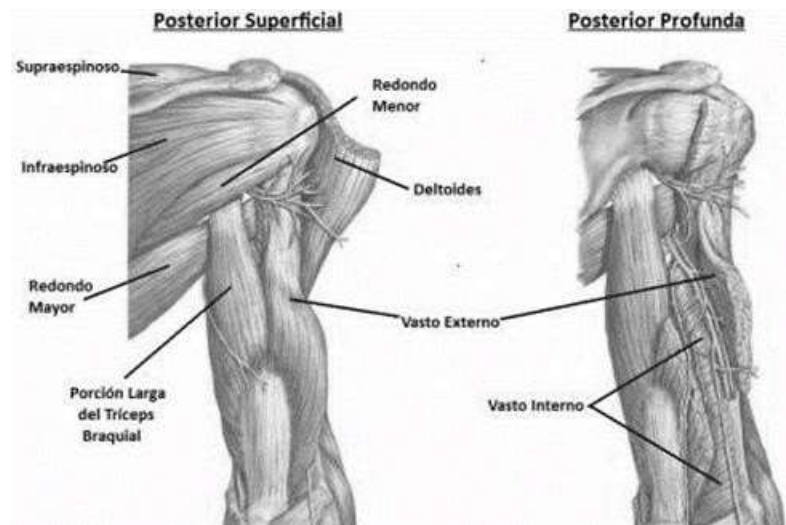


Fig. 1.4. Músculos del hombro y brazo.

Los músculos que disminuyen el ángulo entre las dos partes de la articulación son el bíceps braquial y el braquial anterior.

El tríceps braquial aumenta el ángulo entre las dos partes de la articulación.

Plano Profundo

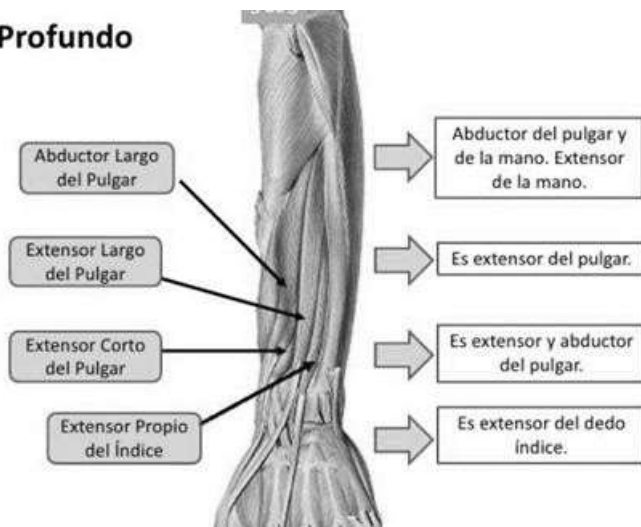


Fig. 1.5. Músculos del antebrazo.

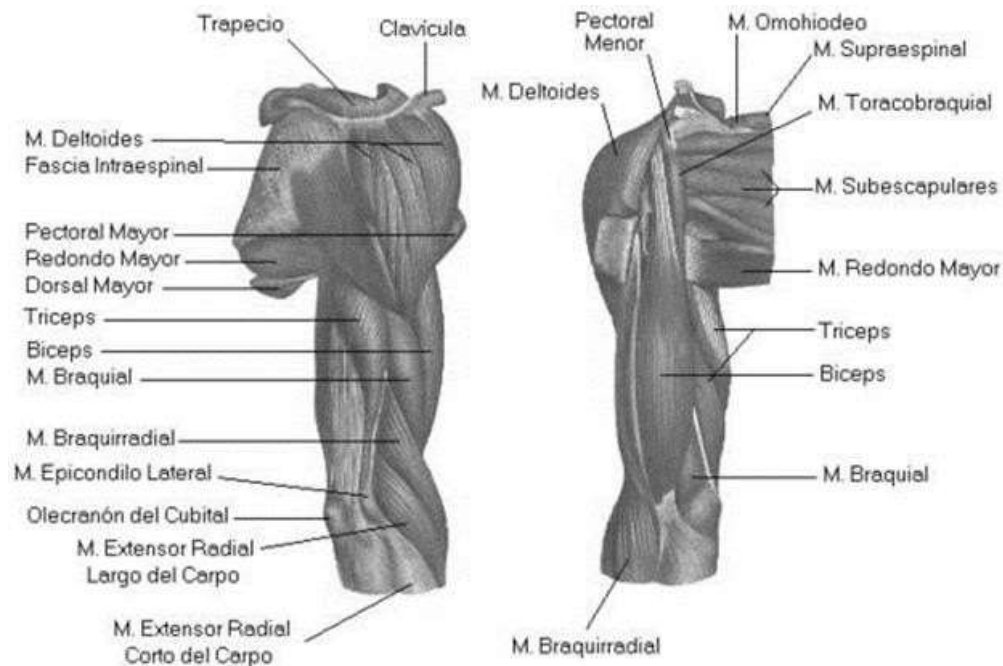


Fig. 1.6. Músculos del brazo.

5. Músculos que actúan sobre la articulación de la muñeca.
6. Músculos que actúan sobre las articulaciones de los dedos de la mano
7. Músculos cortos de la mano Los músculos cortos de la mano son los siguientes:
8. Músculos cortos de los dedos de la mano

En la Fig. 1.6. Los músculos del brazo se aprecian.

14.2. Anatomía y fisiología del tobillo.

En la Fig 1.7. pueden apreciarse los **Huesos** del tobillo.

1. La tibia es un hueso largo situado en la parte interna de la pierna. Su extremo superior es grande y cuenta con dos prominencias óseas que se articulan con los cóndilos del fémur. El extremo inferior forma el maléolo interno, también conocido como la prominencia interna del



Fig. 1.7. Huesos del tobillo.

2. El peroné es el hueso situado en la parte externa de la pierna. No soporta peso de manera significativa y sirve como punto de inserción para varios músculos. Su extremo superior, llamado cabeza del peroné, se articula con la tibia lateralmente. El extremo inferior es aplanado y forma el maléolo externo, también conocido como la prominencia externa del tobillo.

3. Huesos del pie: tarso, metatarso, las falanges, astrágalo, el calcáneo, el escafoides, el cuboides y las tres cuñas.

Las **Articulaciones** mencionadas pueden verse en la Fig. 1.8.

1. La articulación del tobillo, también conocida como tibiotalariana o tibioperoneoastragalina, se forma entre la parte inferior de la tibia, las superficies articulares de los maléolos y el astrágalo. Esta articulación se encuentra fortalecida por diversos ligamentos.

2. El pie alberga una variedad de articulaciones que unen los huesos del tarso, metatarso y falanges, facilitando una amplia gama de movimientos durante la marcha.

3. Los arcos del pie posibilitan la distribución del peso corporal sobre una superficie más extensa y previenen la compresión de los vasos sanguíneos y nervios en la planta del pie. Estos arcos se dividen en tres tipos: el arco longitudinal medial, el lateral y el transverso.



Fig. 1.8. Huesos del tobillo.

Músculos

1. Músculos que actúan sobre la articulación del tobillo

Los músculos que generan flexión, también conocida como flexión dorsal, reducen el ángulo entre las dos partes de la articulación. Por ejemplo, el músculo tibial anterior.

Por otro lado, los músculos que realizan la extensión, es decir, la flexión plantar, aumentan el ángulo entre las dos partes de la articulación. Entre estos destacan los músculos peroneos.

2. Músculos que actúan sobre las articulaciones de los dedos del pie

Músculos que producen flexión: disminuyen el ángulo entre las dos partes de la articulación. Es el caso de los músculos flexores.

Músculos que producen extensión: aumentan el ángulo entre las dos partes de la articulación. Es la función de los músculos extensores.

5. Músculos cortos del pie

Estos músculos, de tamaño reducido y similares a los de la mano,

desempeñan un papel crucial en el mantenimiento de los arcos del pie y en la movilidad de los dedos. Aunque tienen una amplitud de movimiento limitada, su función es fundamental para la estabilidad y el equilibrio del pie durante la marcha.

Tabla. 1.1. Accidentes de Trabajo en México Según Región Anatómica y Sexo.

Región Anatómica	2011		2012		2013	
	Hombres	Mujeres	Hombres	Mujeres	Hombres	Mujeres
Muñeca y mano	84,633	28,878	88,358	30,199	83,818	28,971
Tobillo y pie	38,643	18,322	40,450	19,813	37,824	18,940
Cabeza y cuello (excluye lesión en ojo y sus anexos)	31,588	14,586	33,137	15,622	31,535	15,131
Miembro inferior (excluye tobillo y pie)	30,036	12,365	31,526	13,111	30,902	13,234
Miembro superior (excluye muñeca y mano)	27,522	10,077	28,721	10,848	27,810	10,646
Abdomen, región lumbosacra, columna lumbar y pelvis	25,436	12,783	24,308	12,903	21,691	12,372
Cuerpo en general (incluye lesiones múltiples)	10,138	3,752	10,314	3,864	9,709	3,727
Tórax (incluye lesiones en órganos intratorácicos)	7,603	1,593	7,878	1,607	7,162	1,487
Ojo (incluye lesiones en ojos y sus anexos)	7,893	1,185	7,589	1,140	6,734	1,080
Varios de frecuencia menor	36,528	14,009	36,588	14,119	37,524	15,363

Las lesiones son incidentes que pueden ocurrir en la vida de cualquier individuo, independientemente de su situación, actividad física, edad o peso. Pueden presentarse en cualquier momento y suelen ser dolorosas, requiriendo un período de recuperación que puede ser de mediano a largo plazo. Según la Secretaría del Trabajo y Previsión Social (STPS, 2012), las lesiones en el tobillo y el pie constituyen el segundo tipo de lesiones más comunes, después de las lesiones en la muñeca y la mano. (Tabla. 1.1).

Se estima que el 15% de la población mundial sufre algún tipo de discapacidad (OMS, 2011). Según el censo 2010 (INEGI, 2013), en México existen 5,739,270 personas con algún tipo de discapacidad, siendo la motriz la que ocupa el primer lugar (Fig. 1.9)

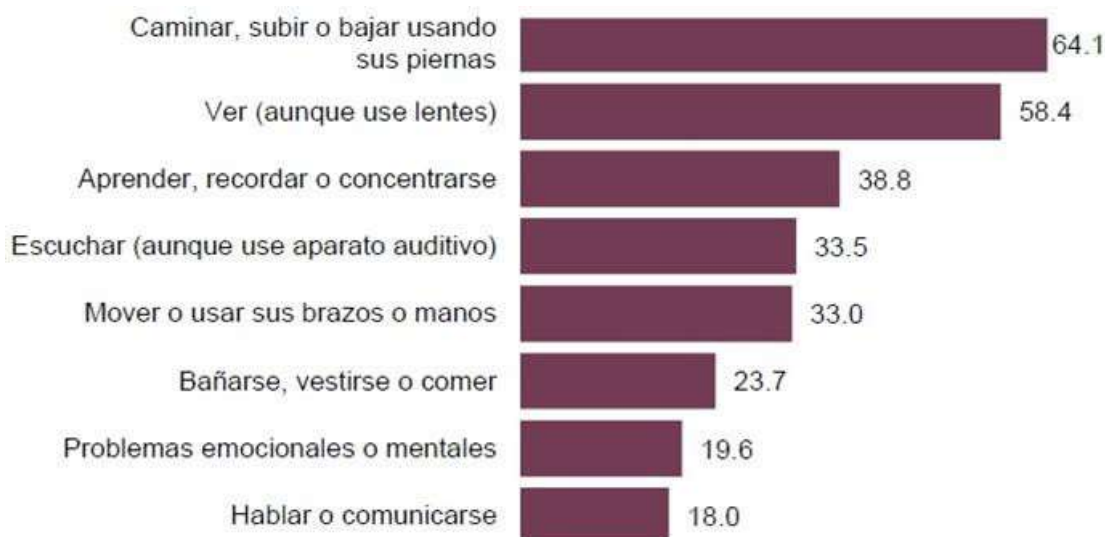


Fig. 1.9. Porcentaje de personas con discapacidad en México.

14.3. Lesiones frecuentes en miembros inferiores.

Clasificando los traumatismos conforme al tiempo que el paciente lleva con ellos, existen tres tipos: (AGUILAR, 2001)

Lesiones agudas. Presentan dolor e inflamación de bastante intensidad, duran menos de dos semanas.

Lesiones subagudas. Duran entre dos y seis semanas.

Lesiones crónicas. Superan las seis semanas, si bien la intensidad de los síntomas se va reduciendo gradualmente.

Dado que es la parte del sistema locomotor que soporta el peso del cuerpo y se encarga del desplazamiento, las lesiones son muy frecuentes.

Las lesiones en miembros inferiores provocan que la persona vea disminuía su capacidad de desplazamiento. Esto, aunado a la incapacidad de acudir normalmente a su trabajo, suele causar depresión en quien está lesionado. En ocasiones, la lesión es motivo de pérdida de ingreso para la familia.

Las lesiones que ocurren con mayor frecuencia en los miembros inferiores son:

Fracturas: definidas como la pérdida de continuidad en el hueso, se presentan cuando hay caídas, golpes cuyo impacto lleva una fuerza mayor o cuando algún objeto pesado impacta sobre el miembro.(Garrote & Bonet, 2003)

Las fracturas más comunes son en el fémur, la tibia y el tobillo. También existen fracturas en los huesos del pie. Normalmente se requiere inmovilización de la parte afectada mediante férula, reposo durante varias semanas, tratamiento con analgésicos fuertes, y en ocasiones, cirugía. La duración de la recuperación dependerá del tipo de lesión, las condiciones físicas del paciente y la prontitud con la que pueda recibir tratamiento médico.

Esguince: el tobillo está rodeado de tendones y ligamentos que pueden lesionarse durante la práctica de un deporte o una caminata cotidiana. Los esguinces son lesiones que implican el estiramiento de las fibras que conforman los ligamentos, pudiendo ocurrir con o sin rotura o desprendimiento de estos.

Se pueden distinguir tres tipos de esguince:

- **Esguince grado 1:** leve. No se presenta inestabilidad entre los huesos que constituyen la articulación del tobillo.
- **Esguince grado 2:** moderado. La movilidad entre los huesos que conforman la articulación del tobillo es mínima.
- **Esguince grado 3:** grave. La articulación del tobillo presenta una estabilidad notable entre los huesos que la componen.

Suele presentarse dolor e inflamación, con un amoratamiento de la zona. Sin embargo, estos síntomas por sí solo no indican el grado de la lesión, será el especialista quien palpe la zona y evalúe el grado del esguince de acuerdo a la zona donde se localice el dolor.

Tendinopatías: en esta categoría se incluyen los padecimientos de los tendones con o sin daño en la articulación. Aunque en los miembros superiores también se presentan, son más comunes en los miembros inferiores, debido al trabajo que los tendones soportan diariamente. Es frecuente, por ejemplo, la tendinopatía de Aquiles.

Las tendinopatías pueden ser:

- **Inflamatorias:** La paratendinitis, caracterizada por la inflamación del paratendón, se manifiesta con síntomas como edema, crepitación, dolor, sensibilidad local y disfunción. Por otro lado, la tendinitis, que implica la degeneración del tendón con rotura tendinosa y vascular, se presenta con dolor, hematoma, síntomas inflamatorios externos y pérdida de fuerza.
- **Tendinopatías no inflamatorias:** Tendinosis El proceso degenerativo intratendinoso se produce principalmente debido al envejecimiento.

1.4.4. Lesiones frecuentes en miembros superiores.

Luxación de hombro: la cabeza del húmero queda fuera de su lugar, las causas más comunes de esta lesión son las caídas o los golpes (Fig. 1.10). El paciente refiere dolor intenso e incapacidad para mover el hombro.

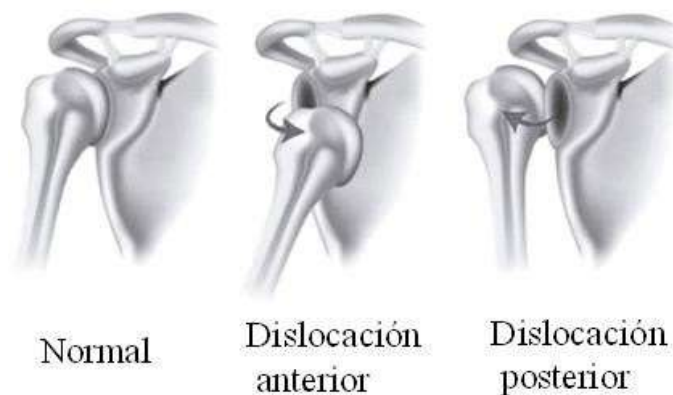


Fig. 1.10. Luxación de hombro.

Lesiones del manguito de los rotadores: las lesiones en esta parte del cuerpo (1.11) se deben a golpes fuertes en el brazo o por el desgaste natural por el tiempo, las personas de edad avanzada tendrán problemas con esta articulación. Cuando se irritan los tendones de la zona (tendinitis del manguito rotador) o hay desgarre (desprendiendo los tendones del hueso a causa de una sobrecarga o lesión), hay dolor intenso e incapacidad para mover la articulación.



Fig. 1.11. Rotura de manguito rotador.

Luxación del codo: es la segunda lesión más recuente (Fig. 1.12), es cuando se desalinean el radio y el cúbito con el húmero, causando dolor, impotencia funcional,



Fig. 1.12. Luxación de codo.

deformidad y aumento de volumen de la articulación.

La bursitis de codo, también conocida como olecraniana, es la inflamación de los tejidos blandos que rodean la articulación del codo. (Fig. 1.13). La causa es el desgaste de la bursa, dpor la edad o a movimientos repetitivos.

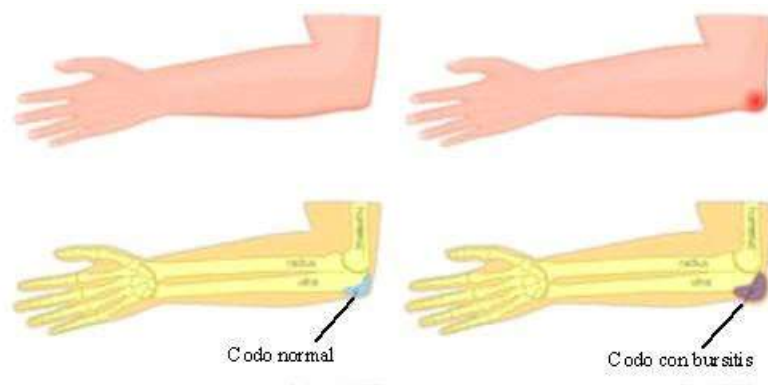


Fig. 1.13. Bursitis de codo.

El codo de tenista, también llamado epicondilitis, es la inflamación de los tendones que conectan los músculos del antebrazo y la mano con el epicóndilo. (Fig. 1.14). Si bien se presenta en personas que practican tenis, squash o frontón, las personas mayores podrían sufrir esta condición por el proceso degenerativo del tendón.

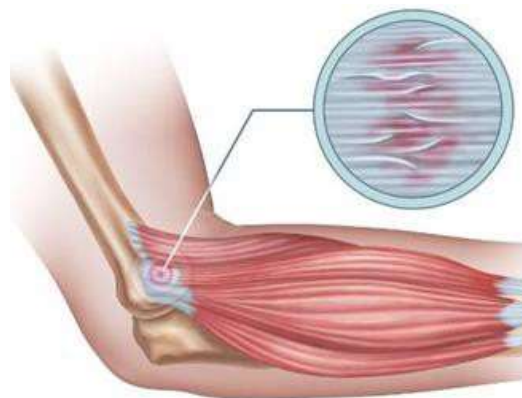


Fig. 1.14. Codo de tenista.

Síndrome del túnel carpiano: se debe a una presión en el nervio mediano cuando pasa por el túnel carpiano (Fig. 1.15), puede ser resultado de factores hereditarios, hacer movimientos repetitivos forzando la flexión de mano y muñeca, repetir movimientos por periodos largos de tiempo, por cambios hormonales en el embarazo, por la diabetes y la artritis reumatoide

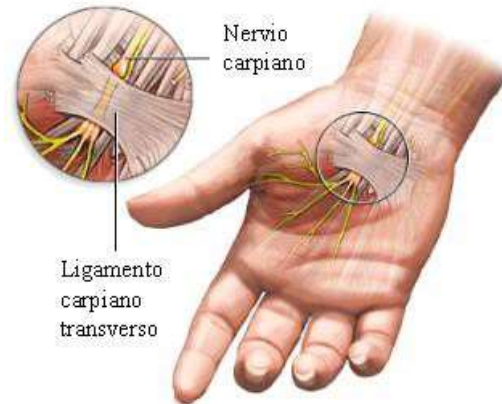


Fig. 1.15. Síndrome del túnel carpiano.

Fractura de muñeca: sucede al romperse uno o más huesos de la muñeca, siendo la fractura más común la del hueso más grande del antebrazo en el punto de unión con la muñeca, conocido como el radio. Los síntomas incluyen dolor, rigidez, incapacidad para mover los dedos, hinchazón, moretones y entumecimiento de la mano. Esta lesión suele ser el resultado de un impacto significativo en la zona, como un golpe o una caída.

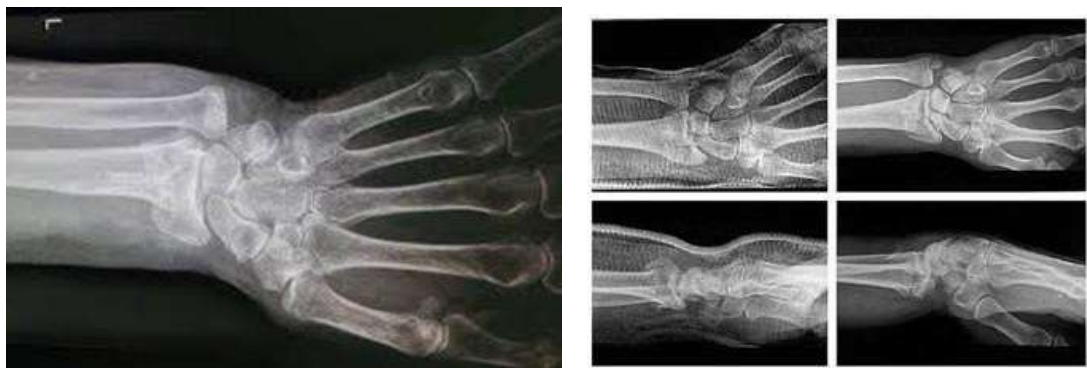


Fig. 1.16. Fractura de muñeca

1.5. Planteamiento del problema.

La discapacidad se presenta cuando una persona tiene dificultad o imposibilidad para realizar actividades de carácter común, es de suma importancia que se efectúen trabajos para apoyar a estas personas, ya que manifiestan poco apoyo por parte de las autoridades hacia los discapacitados, limitando el avance y la superación de las personas con discapacidad y sus familias.

Las discapacidades se separan en distintos tipos: sensorial, mental y motriz. Dentro de la discapacidad sensorial se encuentran las discapacidades visuales, las auditivas, de comunicación y comprensión del lenguaje, La discapacidad motriz incluye tanto de las extremidades superiores como de las inferiores del cuerpo, las discapacidades mentales comprenden discapacidades intelectuales (retraso mental) y las conductuales (Fernández, A., José-Salinas, P., & Monzón Rangel, 2011)

La discapacidad motriz se asocia con un daño neurológico o físico, desencadenando problemas como paratonía, sincinesias, hasta miopatías, paraplejía o tetraplejía. (Poeta & Rosa-Neto, 2007)

La rehabilitación consiste en ejercicios repetitivos enfocados a la recuperación de las partes afectadas por algún tipo de lesión, estas series pueden consistir en masajes aplicados por el terapeuta o terapias más complejas que incluyan estímulos externos y movimientos que favorezcan el progreso del paciente (Johansson, 2011).

Otro factor que resulta conveniente considerar, es que en la rehabilitación neuromuscular la evaluación de la mejoría del paciente normalmente se efectúa por una inspección visual por parte del terapeuta, lo que vuelve la evaluación subjetiva y sujeta a apreciaciones.

Durante la vida de un ser humano éste será propenso a sufrir cualquier tipo de lesión, sin importar condiciones de vida, si hacen deporte, edad, peso, etc. Puede suceder en cualquier momento, y suelen ser dolorosas y de recuperación a mediano o largo plazo. Según la Secretaría del Trabajo y Previsión Social

(STPS, 2012), las lesiones del tobillo y pie ocupan el segundo puesto en la frecuencia, solo superadas por las lesiones en mano y muñeca.

Cuando se sufre algún tipo de accidente que cause dificultades de movimiento en el cuerpo, es muy importante recibir los tratamientos de rehabilitación de manera adecuada., ya que, de no hacerlos, una lesión temporal se convierte en una discapacidad de tipo permanente (Lafuente et al., 2000).

Se estima que el 15% de la población del mundo sufre algún tipo de discapacidad (OMS, 2011). De acuerdo el censo 2010 (INEGI, 2013), en México existen 5,739,270 personas con algún tipo de discapacidad, siendo la motriz la que ocupa el primer lugar (Fig. 1.)

Se ha mostrado en diferentes trabajos que la rehabilitación motriz permite integrar a las personas con algún tipo de discapacidad; en el proceso de rehabilitación intervienen fundamentalmente el sistema locomotor y el sistema nervioso, de manera que los movimientos que el sistema locomotor efectúa son coordinados por el sistema nervioso (Chiel & Beer, 1997). Así, la rehabilitación motriz consiste en realizar diferentes ejercicios estimulantes del sistema muscular y estos afectan de manera positiva al sistema nervioso, aunque la recuperación suele ser larga, generalmente se puede recuperar la movilidad de forma paulatina según se realizan los ejercicios de rehabilitación. Los ejercicios de rehabilitación pueden dividirse en ejercicios activos y pasivos. En los ejercicios activos, el paciente posee cierta movilidad y realiza la mayor parte de los ejercicios de manera autónoma, y solo requiere de una ayuda y supervisión del terapeuta, mientras que, en los ejercicios pasivos, es el terapeuta quien realiza los movimientos en la parte afectada.

Tradicionalmente se emplean para la rehabilitación neuromuscular equipos de mecanoterapia y salas de hidroterapia, entre otros. Por estas razones, los pacientes deben ir al hospital o centros de rehabilitación para hacer las terapias activas y pasivas correspondientes. Estas terapias se desarrollan de manera alternada, y ambas reportan beneficios para el paciente. Sin embargo, hay pocos reportes del uso de ambas terapias de manera simultánea y que paulatinamente vayan incrementando la autonomía del paciente.

Dentro de los accidentes más frecuentemente presentados como se muestran en la Tabla I.1, se encuentran las lesiones en Muñeca y mano así como en el tobillo y pie (STPS, 2012)

1.6. Objetivos.

Los objetivos propuestos para este trabajo de tesis son los siguientes:

1.6.1. General.

Desarrollar un sistema que permita combinar las terapias activas y pasivas, así como la integración de dispositivos multisensoriales, para servir como una herramienta en las sesiones de rehabilitación neuromotriz, que permita que los pacientes efectúen sus sesiones de rehabilitación de una manera más eficiente.

1.6.2. Específicos.

- Realizar la investigación documental correspondiente al desarrollo del proyecto.
- Desarrollar un sistema de electromiografía que lea las señales eléctricas de los músculos mientras están en movimiento.
- Desarrollar un sistema de seguimiento del movimiento de antebrazo, muñeca y mano, durante una sesión de rehabilitación activa.
- Implementar un sistema electroestimulador que pueda aplicarse durante la terapia activa y pasiva de rehabilitación.
- Desarrollar un programa en realidad virtual para que el paciente interactúe durante las sesiones de rehabilitación.

- Implementar un sistema de diferentes estímulos que puedan ser aplicados durante las sesiones de rehabilitación activa y/o pasiva.
- Realizar pruebas en pacientes en algún centro de rehabilitación.

1.7. Hipótesis.

Al desarrollar un sistema que permita efectuar terapias combinadas de rehabilitación activa y pasiva y la integración de dispositivos multisensoriales, es posible aumentar la eficiencia de las sesiones de rehabilitación neuromotriz, usando herramientas como la inteligencia artificial, el procesamiento de imágenes y la electroestimulación.

1.8. Justificación.

Existen diversos tipos de discapacidad, tales como sensorial, mental y motriz. En la discapacidad sensorial se encuentran las discapacidades visuales, las auditivas, de comunicación y comprensión del lenguaje. Dentro de la discapacidad mental se encuentra el retraso mental y discapacidades conductuales, en tanto que en la discapacidad motriz se pueden presentar limitaciones en el funcionamiento de las extremidades superiores e inferiores del cuerpo. (Armero, P., Pulido, I., & Gómez, 2015)

Se calcula que más de mil millones de personas en el mundo viven con discapacidad, aproximadamente el 15 % de la población mundial. Según la Convención sobre los Derechos de las Personas con Discapacidad (CRPD), 95 millones de niños tienen alguna forma de discapacidad, de los cuales 13 millones, es decir, el 0,7%, tienen discapacidad grave. (OMS, 2011)

La discapacidad motriz se asocia a un daño neurológico o físico, derivado de esto se pueden mencionar la cuadriplejía, tetraplejía, hemiplejía y paraplejía entre otros. En la cuadriplejía, las cuatro extremidades se encuentran afectadas, en la tetraplejía, las cuatro extremidades y el tronco se encuentran afectados, en la hemiplejía solo un lado del cuerpo

se encuentra afectado, mientras que en la paraplejía solo la parte inferior del cuerpo es afectada (Vocat, Staub, Stroppini, & Vuilleumier, 2010).

Es importante mencionar que los niños con problemas motrices, tienen adicionalmente a la condición que acompaña a una discapacidad, un reto muy grande con respecto a la adaptación social y a su desarrollo educacional, ya que en general, las personas discapacitadas sufren con frecuencia rechazo social, problemas para asistir a instituciones educativas (ya sea por falta de capacidad, por exclusión o infraestructura) y en general viven con una reducción en la calidad de vida (OMS, 2011).

La rehabilitación neuromotriz depende del tipo de lesión y región anatómica que se trate, el tiempo de recuperación depende por igual de la condición física del paciente. No es lo mismo tratar un a una persona joven, deportista, que en una persona de edad avanzada con otros problemas de salud que pueden influir en el resultado (Hing, Lopes, Hume, & Reid, 2011).

En ambos casos es fundamental que el paciente esté bajo la supervisión de un experto en rehabilitación, sin embargo, no siempre hay personal suficiente en las salas de fisioterapia para estimular y vigilar adecuadamente a cada paciente, Además, cada paciente requiere de un nivel de tratamiento y estímulo diferente.

Con el fin de coadyuvar en este proceso, se propone un sistema que permita combinar las terapias pasivas con las terapias activas, a través de un dispositivo que permita el movimiento de la región anatómica a tratar y que al mismo tiempo aplique electroestimuladores para la rehabilitación neuromuscular del miembro afectado. Además, mediante el desarrollo de sistemas que estimulen diferentes sentidos como la vista, el oído y el tacto, es posible crear interfaces de realidad virtual y aumentada que podrían mejorar la eficiencia de los tratamientos de rehabilitación neuromotriz. Estas herramientas podrían incentivar la participación de los pacientes al hacer que los ejercicios sean más interactivos y atractivos.

En otras palabras, este dispositivo enviaría señales en forma de impulsos eléctricos al paciente para que los músculos puedan recuperar su tono y la fuerza al mismo tiempo que ayudan a la recuperación de la movilidad en las articulaciones afectadas.

Aunado a esta terapia combinada, se plantea realizar una serie de juegos serios que sean aplicables a los tratamientos prescritos por el terapeuta que favorezcan la movilidad del paciente para que se efectúen los ejercicios de terapia de forma entretenida.

Los impulsos de los electroestimuladores ayudarían también a determinar si el paciente está llevando de manera adecuada la terapia, y de esta forma poder corregir los errores que durante ella ocurran.

Se plantea que la combinación de terapias activas y terapias pasivas, propicien la recuperación del paciente de forma más significativa y eficiente, ya que aprovecharía las ventajas de ambas terapias ayudando al paciente a retomar su vida más rápido y en mejores condiciones.

1.9. Contribución al conocimiento.

Con el desarrollo de este trabajo de tesis se ha logrado:

- Desarrollar un sistema que a través de diferentes estímulos ayude en las terapias de rehabilitación motriz, a fin de recolectar los datos que permitan determinar la utilidad de estos estímulos durante el proceso de rehabilitación neuromotriz.
- Comparar el aporte de diferentes estímulos en las terapias de rehabilitación motriz, con el fin de determinar el impacto que cada uno de ellos tiene en la rehabilitación.
- Evaluar las mejoras en cuanto a tiempo y grado de recuperación de al menos 3 casos de estudio, a fin de validar el sistema, en los casos considerados por el especialista
- Generar conocimiento sobre la forma en la que los estímulos simultáneos ayudan a la recuperación de un paciente, para aportar una referencia en el área de la rehabilitación neuromotriz.

CAPÍTULO I I - Estado del arte.

En la última década, el campo de la rehabilitación ha experimentado avances significativos gracias al desarrollo de tecnologías en diversos campos como la robótica, la inteligencia artificial, la realidad virtual y la programación avanzada, entre otros. Estos avances han permitido la creación de nuevas herramientas y métodos de tratamiento que mejoran la calidad de vida de las personas en proceso de rehabilitación.

Es gracias a estos avances, que el área médica puede mejorar los tratamientos aplicados. En el área de la rehabilitación neuromuscular, esto ha significado que se puedan monitorear los avances de los pacientes en las terapias, crear juegos serios, aumentar la calidad de vida de los pacientes con discapacidad, reducir el tiempo promedio en que lleva a cabo una terapia, etcétera.

La rehabilitación motriz funcional combina conocimientos y técnicas interdisciplinarias que mejoran el pronóstico funcional. Su finalidad es desarrollar, restaurar, adquirir, aumentar, conservar la capacidad funcional e integral haciendo uso de procedimientos, técnicas e intervenciones que ayuden a la persona a cambiarla para integrarla en su ambiente físico, familiar y social. Estos procesos abarcan medidas psicológicas, médicas, educativas y sociales, las cuales deben aplicarse oportuna, continua y paulatinamente desde la aparición de la enfermedad o traumatismo hasta la integración a la sociedad de la persona.

El proceso de rehabilitación implica realizar una evaluación exhaustiva para determinar un diagnóstico que refleje el estado actual del paciente y un pronóstico que describa el estado deseado. Esto permite planificar una intervención oportuna y eficiente que reduzca el tiempo y los recursos tecnológicos necesarios para el proceso de rehabilitación. Se debe resaltar que, para una rehabilitación funcional eficiente, la actitud positiva y asertiva de la persona, así como el apoyo de la familia/comunidad y servicios oportunos y de calidad, son fundamentales. En pocas palabras, cada parte debe asumir su responsabilidad y ejercerla activa y positivamente.

2.1. Sistemas Robóticos para rehabilitación neuromotriz.

De manera general los robots han sido clasificados en tres grupos que se dividen en asistencia, movilidad y terapéuticos (Guzmán Valdivia, Blanco Ortega, Oliver Salazar, & Azcaray Rivera, 2013). De igual manera puede efectuarse una clasificación según la región anatómica para la que están orientados en robots para miembros superiores e inferiores. Entre los robots terapéuticos para miembros inferiores se encuentran los exoesqueletos como el Gait Trainer y el LOKOMAT. Guzman et al (Guzmán Valdivia et al., 2013) también hacen un breve análisis de otros dispositivos empleados para la rehabilitación de los miembros inferiores que emplean cables paralelos para la movilidad de las piernas.

De manera más puntual en lo concerniente al uso de robots para la rehabilitación del tobillo, Zhang et al (Zhang et al., 2014) hacen una revisión de diferentes técnicas empleadas para el monitoreo del progreso en la rehabilitación de lesiones, dentro de un estudio en el que dividen los resultados cualitativos y cuantitativos desde el uso del goniómetro hasta el empleo del procesamiento de imágenes médicas, donde el objetivo se centra en la medición y estudio de la cinemática del tobillo y demuestran la factibilidad del empleo de la robótica para ciertos casos de lesiones particulares ya que se debe tomar en consideración la limitación a ciertos planos de movimiento, generalmente en el plano sagital, lo que sugiere que el uso de estos sistemas robóticos se limita a regiones y lesiones específicas de manera que hace falta que se desarrollen métodos que validen el empleo de sistemas robóticos universales.

En Zhou et al (Z. Zhou, Y. Zhou, N. Wang, F. Gao, K. Wei, 2014), se desarrolla un robot que brinda asistencia en la rehabilitación del tobillo en conjunto con el desarrollo de una interfaz humano computadora. El sistema consiste de un electromiógrafo que adquiere las señales de los músculos asociados al movimiento de la marcha al mismo tiempo que muestran en la interfaz virtual los movimientos del paciente de forma que se genere una conciencia de propiocepción, se espera que esto pueda tener una influencia positiva en las tasas de recuperación de los pacientes.

Ordoñez Gómez et al (Ordóñez, Luna, & Felipe, 2013) propone una herramienta de rehabilitación que consta de dos componentes, uno conformado por una interfaz háptica

denominada Phantom-Omni (Fig. 2.1) y el otro que consta del software para interactuar con la interfaz háptica. Los autores presentan una serie de ejercicios propuestos para la rehabilitación del miembro superior navegando en un ambiente virtual al mismo tiempo que el dispositivo permite captar las fuerzas involucradas en el desarrollo de dicho movimiento empleado



Fig. 2.1. Dispositivo háptico Omni-Phantom empleado para la evaluación de trayectorias.

En Callejas et al (Callejas-Cuervo, M, Olaya, 2013) se presenta un trabajo similar para personas con discapacidades motrices en el miembro superior utilizando articulaciones motorizadas además de presentar un estado del arte sobre la telefisioterapia que enumera de manera extensiva diferentes sistemas para la captura del movimiento de manera que puedan ser empleados dentro de una simulación informática y con métodos de captura que incluyen los sensores inerciales, electromagnéticos e incluso por medio del sonido, con la finalidad de optimizar los tiempos y reducir los costos y que las terapias se vuelvan más accesibles para los pacientes. El uso de robots también lo abordan estos autores en el uso de brazos robóticos y en la llamada terapia robótica para la hemiparesia de personas con accidentes cerebro-cardiovasculares. Y muestran que por su parte la utilización de ambientes virtuales juega un papel preponderante en el desarrollo de sistemas interactivos de telecomunicaciones para la rehabilitación, concluyendo que la telefisioterapia tiende a emplear métodos con mejores precisiones para la captura de movimiento, pero al mismo tiempo con una reducción en los costos y la inclusión de

algoritmos de optimización para mejorar los datos obtenidos por los sistemas de adquisición.

En el año 2016, en la Seoul National University – Universidad Nacional de Seúl-, se desarrolló un guante exoesqueleto, llamado Exo-Glove Poly (Fig. 2.2.), que permite a un paciente sin fuerza en el movimiento de agarre de la mano, abrir una puerta, levantar un vaso y mover objetos pequeños. Dicho guante está hecho de silicona flexible y actuadores. (Cho 2016)

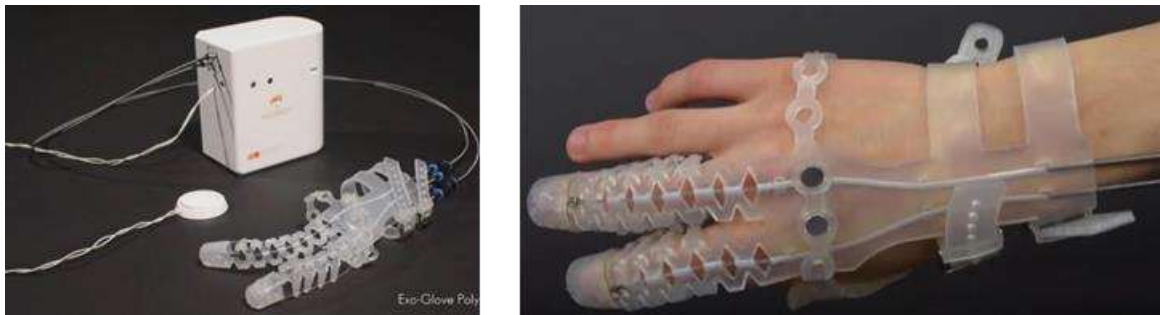


Fig. 2.2. Exo-Glove Ply.

Puede verse que los sistemas robóticos han sido de gran ayuda para el proceso de la recuperación y tratamientos de pacientes con problemas neuromusculares.

Se puede mencionar también el prototipo de un exoesqueleto creado para la rehabilitación de la mano derecha Robhand (Fig. 2.3.), desarrollado por el Instituto de las Tecnologías Avanzadas de la Producción, Universidad de Valladolid.

Lokomat (Fig 2.4.) es una órtesis de marcha robotizada, utilizada en los procesos de rehabilitación desde el año 2001, orientado a la rehabilitación del aparato locomotor para entrenar o reentrenar la capacidad de marcha, con la repetición de una tarea específica considerando el concepto de plasticidad neuronal. (Llorente D. Lorena 2014)

Si bien se recomienda solo como una herramienta de apoyo en el proceso de rehabilitación de la marcha humana, ha permitido el desarrollo tecnológico y científico



Fig. 2.3. Exoesqueleto Robhand.

de terapias destinadas a mejorar la marcha de adultos y niños con trastornos neurológicos de origen central.



Fig. 2.4. Lokomat.

En Fenfang et al (Z. Fenfang, G. Zhu, Y. H. Tsoi, 2014) se propone el desarrollo de un modelo biomecánico computacional del tobillo humano. Este modelo es introducido para efectuar una simulación del movimiento durante la marcha y en condiciones estáticas, lo que se pretende emplear en un futuro para la generación de trayectorias.

En Daisuke et al (M. Daisuke, K. Tatsuya, I. Shota, and and Y. Yukio, 2013), se propone un mecanismo que permite que el paciente efectúe un movimiento de flexión mediante una carga ajustable que le sirva como herramienta al fisioterapeuta para estabilizar al paciente durante las sesiones de rehabilitación, se efectúa un análisis de la kinestésico con la finalidad de calcular la amplitud ideal de los movimientos que deben realizarse y la fuerza con la que estos se deben realizar.

Por otro lado, la electroestimulación se utiliza junto con el tratamiento de rehabilitación motriz, especialmente para reducir la espasticidad. En un estudio realizado por Lisinski et al. (2008), se examina el efecto de la electroestimulación en pacientes que han sufrido un accidente cerebrovascular. Este estudio muestra la efectividad del tratamiento tanto en la tonificación muscular como en el aumento de la fuerza. La electroestimulación se aplicó en la muñeca y el tobillo de los pacientes. Para evaluar la actividad muscular, se utilizaron mediciones de electromiograma, y se observó un aumento significativo en la mayoría de los pacientes.

En Amiridis et al (Amiridis, Arabatzi, Violaris, Stavropoulos, & Hatzitaki, 2005) Se describe un estudio llevado a cabo con adultos mayores utilizando electroestimulación para analizar el impacto de la flexión dorsal del tobillo. Los participantes fueron monitoreados después de sesiones de electroestimulación mientras realizaban tareas de equilibrio, como mantenerse de pie sobre una pierna y posturas habituales, para medir las variaciones en su rango de oscilación. Los investigadores concluyen que las sesiones de electroestimulación son beneficiosas tanto para los pacientes que no presentan discapacidad unilateral como para aquellos que han sufrido un accidente cerebrovascular.

2.2. Mecanismos para fisioterapia.

Aunque en muchas ocasiones las lesiones La fisioterapia echa mano de diferentes herramientas para mejorar el proceso de la rehabilitación.

Termoterapia

Esta intervención utiliza el aumento de temperatura para lograr efectos relajantes y efectos antiinflamatorios (Fig. 2.5.); puede ser superficial, aplicando compresas húmedas-calientes, infrarrojo, parafina, hidroterapia y los baños de contraste; o de calor profundo, a través de el ultrasonido terapéutico, las ondas cortas y el microondas.



Fig. 2.5. Termoterapia.

Crioterapia

Otra terapia que involucra la variación de la temperatura es la Crioterapia (Fig.2.6.) en este caso se usa el frío para conseguir diversos efectos en la circulación (debido a la vasoconstricción), la contracción muscular y sobre la espasticidad, además de ayudar a disminuir el dolor y la inflamación, mediante compresas frías o hielo.



Fig. 2.6. Crioterapia.

Electroestimulación

La electroestimulación (Fig. 2.7) Es un método que se ocupa tanto en fisioterapia como en deporte, para lograr una contracción muscular. En las terapias de rehabilitación, se prescribe para lograr efectos analgésicos, aumentar la circulación e impulsar una regeneración celular más eficaz y rápida, además de aumentar la fuerza muscular.



Fig. 2.7. Electroestimulación

Electroterapia

En la electroterapia (Fig. 2.8.) se utilizan dos tipos de electroestimulación, unas son las de alta frecuencia y baja intensidad; y las contrarias que tienen baja frecuencia pero alta intensidad. Entre los beneficios que proporciona, están la disminución del dolor, aumento



Fig. 2.8. Electroterapia.

de la circulación, alivio de las mialgias, recuperación de tendinopatías.

Las corrientes empleadas en terapias son principalmente las corrientes galvánicas, interferenciales, diadinámicas, khotz y tens.

Mecanoterapia

Trata diferentes lesiones y enfermedades mediante instrumentos mecánicos, como pesas y tracciones, poleas, mesas de manos, ruedas, escaleras y rampas. El especialista es quien prescribe los ejercicios para que sea efectiva la terapia.

Hidroterapia

El agua es el medio terapéutico, utilizando el baño simple, baños de vapor, baños de remolino (Fig 2.9), duchas de agua, sauna, bolsa caliente y envolturas. Es muy útil para aliviar el dolor en procesos degenerativos, lesiones articulares, fibromialgia, neuropatías, entre otras afecciones.



Fig. 2.9. Hidroterapia.

Masaje

Se lleva a cabo utilizando las manos (quiromasaje Fig. 2.10) o algún tipo de aparato, con el fin de aliviar dolor, drenar, reducir espasticidad y rigidez, tonificar. La técnica del masaje consta de

seis tipos de manipulación: presión, roce, fricción, amasamiento, percusión y vibración, que se aplican de conformidad con la lesión a tratar.



Fig. 2.10. Masaje.

2.3. Sistemas de estimulación multisensorial en rehabilitación neuromotriz.

El ser humano reacciona ante los estímulos que recibe a través de los sentidos, entendiendo el estímulo como información recibida a través de los sentidos que activa la respuesta de un órgano. La estimulación es la acción y el resultado de estimular. Tenemos entonces, que la estimulación multisensorial es aplicar estímulos en al menos dos de los sentidos básicos, a través de sonidos, imágenes, sensaciones, olores, sabores.

Para que un estímulo tenga un efecto en el ser humano, debe ser apropiado en términos de calidad, cantidad y timing. Hay tres canales principales a través de los cuales los estímulos ingresan al cuerpo humano: visual, auditivo y somatosensorial.

En la estimulación multisensorial es muy importante aplicar los estímulos de forma adecuada, ya que la hiperestimulación puede ser nociva para el individuo, especialmente en el caso de los niños. Por ello, se debe presentar una cantidad controlada de estímulos enriquecedores, en el momento oportuno. Hay que recalcar que la exposición a estas sesiones puede ser agotadora para algunas personas. (Pérez Sáez, Miriam, 2016). La



Fig. 2.11. Sala de tratamiento multisensorial.

estimulación multisensorial es uno de los puntos clave en la rehabilitación de personas con problemas de parálisis cerebral, autismo, etc.

Un ejemplo de este tipo de estimulación es la sala de tratamiento multisensorial basada en el concepto Snoezelen, desarrollado en 1970 por Jan Hulsegge y Ad Verheul. Snoezelen combina las palabras holandesas "snuffelen" (oler, husmear) y "doezelen" (dormitar, relajarse). En este entorno, la persona se encuentra en una habitación confortable y cálida, con efectos de iluminación suaves y música relajante. Además, se suelen añadir aromas agradables para estimular la parte límbica del cerebro. El propósito es fomentar comportamientos adaptativos y mejorar la autonomía y la calidad de vida del paciente. Este enfoque es ampliamente utilizado en geriatría y en pacientes con depresión, autismo o enfermedad de Alzheimer.

2.4. Realidad virtual y aumentada en rehabilitación neuromotriz.

La realidad virtual se define como una interfaz de usuario avanzada para aplicaciones computacionales, que permiten al usuario navegar e interactuar, en tiempo real, con un ambiente tridimensional generado por computadora, utilizando dispositivos multisensoriales. (T. Romero, C. Kirner, and S. R, 2006).

La realidad virtual (VR- Virtual Reality) se desarrolló en los inicios de los años 1900, para aplicaciones en simulaciones de vuelo (Fig. 2.12). Se generan ambientes

virtuales que permiten que el usuario interactúe con estímulos visuales, auditivos y de tacto. (Deutsch, Sciences, and Mccoy 2018)

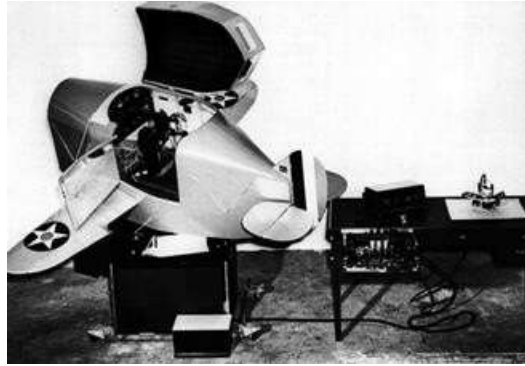


Fig. 2.12. Link Trainer de la Segunda Guerra Mundial, para entrenar pilotos.

El usuario siente estar en un mundo que no existe, mediante el uso de lentes o pantallas, y muchas veces se agregan accesorios como pistolas de utilería, bastones, etc.

En los últimos años, la realidad virtual se ha integrado a diferentes sistemas de rehabilitación, como una opción más que permita mejorar la eficiencia de las terapias de rehabilitación, adicionalmente, algunos de estos sistemas son portables, pudiendo ser usados en el hogar, con lo que el paciente estaría más cómodo.

En Zhang et al (Zhang et al., 2014) se desarrolló una serie de juegos en realidad virtual que pueden ser empleados en conjunto con un sistema robótico, para hacer que las terapias de rehabilitación sean menos tediosas, los juegos propuestos son desarrollados en conjunto con un equipo de terapeutas que determinan las secuencias de movimientos que el paciente debe efectuar durante la sesión de rehabilitación. Similar a la propuesta presentada por Posada et al (R. Posada-Gomez, O. O. Sandoval-Gonzalez, 2011) para la realización de rutinas de rehabilitación del miembro superior.

La realidad virtual, de la mano con ejercicios recomendados por el especialista, y los juegos serios, ha hecho una diferencia en el tratamiento de lesiones y discapacidades neurológicas, motrices y cognitivas, facilitando el proceso para los pacientes. Los programas con realidad virtual suelen ser más efectivos que los programas de rehabilitación tradicionales. (M.C. 2017).

2.5. Juegos serios en rehabilitación neuromotriz.

A diferencia de los juegos diseñados para diversas plataformas comerciales, los juegos serios han sido desarrollados con fines médicos, para apoyar los procesos de recuperación en casos de rehabilitación neuromuscular o para coadyuvar en el estímulo de la neuroplasticidad.

Estos juegos no son aburridos, de hecho, se busca que sean atractivos para los pacientes, a fin de hacer más cómodo y divertido el proceso de la rehabilitación, sobre todo en los pacientes infantiles.

Ya que estos juegos recurren a la interacción Humano-Computadora, es necesario el trabajo conjunto entre los profesionales de la salud y la rehabilitación, programadores, ingenieros, diseñadores, etcétera.

De esta forma, encontramos juegos donde hay figuras en colores brillantes, como autos, pelotas, mascotas, con las cuales interactúa el paciente, a veces haciendo uso de la realidad virtual.

Los juegos serios funcionan para distintos tipos de terapias y padecimientos, ya que incluso han mostrado su utilidad en la terapia para personas con esquizofrenia. (Fernández-Aranda, F., Jiménez-Murcia, S., Santamaría, J. J., Gunnard, K., Soto, A., Kalapanidas, E., . . . Granero 2012)

La Rehabilitación Cognitiva Asistida por Computadora (CACR) se emplea para abordar deficiencias cognitivas. Según Regalón y Céspedes, aplicaciones como RehaCom® y Grador® son utilizadas en centros de salud de todo el mundo con resultados satisfactorios. Estas aplicaciones de escritorio permiten la rehabilitación de funciones cognitivas como la atención, la percepción, la memoria, el cálculo y el lenguaje a través de una variedad de ejercicios digitalizados. Ambas ofrecen la posibilidad de que el terapeuta ajuste el sistema según las necesidades individuales de cada paciente, mediante la modulación de niveles de dificultad y la evaluación del progreso individual.

En pacientes que presentan ACV, la terapia asistida por un juego serio demostró ser más efectiva, y captar mejor la atención de quienes estaban jugando, que la terapia kinestésica común, en un estudio controlado no aleatorizado. (Fischer, Antonio 2020)

Wan-Chen, Lee et al, propone un juego para terapias de rehabilitación en niños con parálisis cerebral; propone una sesión de treinta minutos durante un lapso que va de uno a cuatro meses, dependiendo del caso. Los resultados mostraron que la mejoría de los pacientes era entre cuarenta y cincuenta por ciento más rápida que con la terapia convencional. (Wan-Chen Lee, Miriam C. Reyes-Fernández, Rubén Posada-Gómez, Ulises Juárez-Martínez, Albino Martínez-Sibaja 2016)

2.6. Rehabilitación virtual.

Los profesores Daniel Thalmann y Grigori Burdea (G. Burdea, 2002) usaron este término para referirse a la rehabilitación utilizando realidad virtual (Fig. 2.13.). La rehabilitación virtual se refiere al proceso de rehabilitación que utiliza ejercicios simulados con tecnología de realidad virtual. (M. Holden, 2005) (D.E. Guzmán, J. Londoño, 2015).

De acuerdo con los creadores del sistema de rehabilitación de miembros superiores Toyra, la realidad virtual se ha convertido en una herramienta valiosa, ya que permite integrar al paciente en el proceso de rehabilitación, creando un entorno amable, fácil y cómodo para

que lleve a cabo sus sesiones de terapia, de forma asistida o autónoma, permitiendo, además, tener un monitoreo mucho más preciso, mediante el ratreo en tiempo real del movimiento realizado durante la sesión, haciendo uso de sensores, que trasmiten la localización y la posición, recreando el movimiento que realiza el paciente. Esta información es analizada por el sistema, y permite ver los progresos reales de cada sesión que el paciente efectúa.



Fig. 2.13. Rehabilitación virtual en un centro especializado EM Labs.

2.7. Comparación de herramientas empleadas en rehabilitación neuromotriz.

Las herramientas empleadas en rehabilitación neuromotriz presentan algunas diferencias en su aplicación y funcionamiento. Su uso es determinado por el médico especialista tratante, tomando en cuenta la edad del paciente, condición física, tipo de lesión o de discapacidad, tiempo de tratamiento.

En el estado de arte, existen varios artículos donde se habla de las ventajas y características de diferentes medios de rehabilitación.

A continuación, se presentan algunos de los artículos más representativos en el estado del arte.

En la Tabla 2.1. Se hace una comparación de diferentes trabajos relacionados con la rehabilitación aplicada a la marcha humana.

En la Tabla 2.2. Se muestra una comparativa de diferentes trabajos en el estado del arte, relativos a las técnicas de rehabilitación

Tabla. 2.1. Aplicación de vibraciones focales y resultados obtenidos de los tratamientos para el incremento de marcha.

Autor	Características de vibración focal		Medidas de resultado		Resultados	Seguimiento
	Fre/amp	Area de aplicación, duración de estimulación	clínicas	EMG		
Murillo et al. 2011	50 Hz	-RF -10min	-Escala Tardieu -MAS -Clonus	-reflejos H -ondas T	-Decremento de espasticidad -Incremento del rango de movimiento articular	NA
Field -Fote et al. 2012	60Hz / 1mm	-Q, H and TFL -5min	-Análisis Cinemático	NA	-paso como respuesta a vibración TFL	NA
Paoloni et al. 2013	120Hz/10mm	-Vibración+ Botulismo Toxico. -RF, GM, GL -30min/3 veces/4semanas	-MAS -Fatiga Severa -Índice de Barthel	NA	-Decremento del tono muscular -decremento de los síntomas de fatiga.	1 mes y 3 meses
Novak and Novak 2006	70Hz/0.2mm	-Planta del pie -6min	-UPDRS -Escala de examinación motora -Parámetros de marcha espacial y temporal	NA	-decremento de variabilidad del paso -incremento de velocidad del paso, duración y cadencia.	NA
De Nunzio et al. 2010	100Hz	-TA -Sol -ES -Duración: NA	-Cadencia -Velocidad de caminata -longitud de zancada	NA	-Incremento temporal de parámetros de marcha	NA
Rozenkranz et al. 2009	80-67.5-72.5Hz/0.2-0.5mm	-APB -FDI -ADM -2seg	-VAS -BFM -TCS	MEPs	Incremento del control motor de la tarea afectada	NA

NA: no disponible, AE: efectos adversos, SSA: Sujeto visual extraño prueba principal, MAS: Modificación en la escala de Ashworth, RF: recto femoral, Q: cuádriceps, H: isquiotibiales, TFL: Tensor de la fascia lata, GM: gastrocnemio medial, GL: gastrocnemio lateral, UPDRS: Escala unificada de la enfermedad de Parkinson, TA: tibial anterior, Sol: musculo soleo, ES: Erector Espinal, APB: musculo abductor corto del pulgar, FDI: primer dorsal interóseo, ADM: musculo abductor del meñique, VAS: Escala análogo visual, BFM: distonía severa, TCS: Escala Tubiana-Chamagne, MEPs: Potencial de motor evocado, EMG: electromiograma, BBT: Prueba de caja y bloque, WMFT-FA: Prueba de funcionamiento del motor Wolf, FCR: Flexor carpal radial, ROMs: rango de movimiento articular, FMA: Evaluación de Fugl-Meyer

Tabla. 2.2. Comparación de trabajos relativos a la neurorehabilitación y sus aplicaciones.

Articulo	Opinión sobre las vibraciones	Aportación a la investigación.	Aplicaciones
Focal vibration in Neurorehabilitation	Estimulación vibratoria es bien tolerada, efectiva y fácil de usar, sin efectos secundarios en el campo de la neurorehabilitación.	La vibración enfocada puede reducir la espasticidad. Evidencia positiva de los efectos de la vibración en pacientes neurológicos. Implementación de frecuencia debajo de los 200Hz y amplitud menor a los 10mm.	-Neurorehabilitación. -Derrame cerebral. -Lesión de la medula espinal. -Múltiple esclerosis. -Trastornos del movimiento.
Vibration in Neurorehabilitation: a narrative review	La vibración ha ganado un importante rol en la fisiología y la rehabilitación. Demostrando con la nueva evidencia que es una herramienta importante para la neurorehabilitación.	La aplicación de vibraciones mecánicas en los músculos o en la estructura tendinosa, activa los receptores neuromusculares. Se debe trabajar de 15 -60Hz en WBV, buscando evitar los efectos negativos de las altas frecuencias. Los corpúsculos Pacini están en la zona profunda de la piel y son los más relacionados con la sensibilidad ante la vibración.	-Múltiple esclerosis -Parkinson - Lesión de la medula espinal - Derrame cerebral.

Tabla. 2.2.Continuación. Comparación de trabajos relativos a la neurorehabilitación y sus aplicaciones.

Articulo	Opinión sobre las vibraciones	Aportación a la investigación.	Aplicaciones
Efectos de las vibraciones de cuerpo completo sobre la composición corporal y las capacidades físicas en adultos y jóvenes activos	La modalidad de entrenamiento en base a las vibraciones se vuelve interesante en la nueva era. Ya que este puede generar un efecto positivo sobre la fuerza y potencia.	Beneficios para la salud ósea, la composición corporal, perfil hormonal y rendimiento muscular: condicionados por carga de entrenamiento, intensidad de vibración y tiempo de exposición Experimentos con vibraciones que definen los efectos de diversas frecuencias y amplitudes en un entrenamiento físico.	-Flexibilidad -Velocidad -Potencia -Fuerza -Masa ósea -Masa Muscular - Composición corporal. -Masa grasa -Consumo de oxígeno
La vibración como terapia preventiva y tratamiento del dolor muscular tardío. Una revisión sistemática.	La terapia vibratoria es efectiva tanto en la prevención como en el tratamiento del dolor muscular tardío.	Define como es que la terapia vibratoria permite una recuperación más rápida ante el DMT, en relación a los masajes o recuperación temporal.	-Terapia vibratoria enfocada a la reducción del DMT.

CAPÍTULO I I I - Aplicación de la metodología.

Para el desarrollo del presente trabajo, se hizo uso de distintas herramientas y disciplinas, ya que los aspectos técnicos deben ir de la mano de las opiniones y conocimientos de los expertos en las áreas de la medicina deportiva, la rehabilitación, la psicología, entre otras. De este modo, se obtiene un proyecto multidisciplinario, orientado a la práctica técnica en el área de la rehabilitación.

En esta sección, se describen las partes que conforman el sistema, la forma en que fueron desarrollados, y el resultado de la integración de cada dispositivo.

3.1. Metodología de investigación.

El primer paso fue revisar el estado del arte sobre la rehabilitación neuromotriz, terapias de rehabilitación activas y pasivas y aparatos asociados a ambos tipos de terapias, así como las técnicas para el desarrollo de ambientes virtuales para su aplicación en el desarrollo de juegos serios aplicables a las terapias de rehabilitación neuromotriz para desarrollar un neuroestimulador que pudiera ser empleado en rehabilitación.

Para lograr el desarrollo del sistema, como se puede observar en la Fig. 3.1. el proyecto de tesis se divide en dos partes:

Estimulación multisensorial	Medición de la rehabilitación
El sistema busca crear estímulos en al menos dos de los sentidos, para que, a través de la neuroplasticidad, la sinapsis pueda ser reestructurada, resultando con ello la rehabilitación neuromuscular en el paciente.	Esta parte tiene que ver con la manera en que se medirán los resultados, a través de medición angular, lectura de las señales mioeléctricas, y los datos que se obtengan a través del procesamiento de imágenes.

Fig. 3.1. Sistema propuesto.

Estimulación multisensorial: es la parte que se encarga de proporcionar estímulos táctiles en el usuario del sistema, para crear señales en el nervioso central, que llevará esta información al cerebro, para que éste, a su vez, envíe una señal en respuesta, estimulando la sinapsis a través de la neuroplasticidad.

La medición, con la que se utilizarán algunos parámetros muy específicos, se encargará de medir las respuestas de los músculos a través de la lectura de las señales mioeléctricas y de los ángulos de flexión que se logren durante el uso del sistema implementado.

Medición de la rehabilitación	Estimulación multisensorial
• Goniómetro • Electromiógrafo	• Electroestimulador • Guante vibrotáctil • Realidad virtual

Fig. 3.2. Partes que componen el sistema.

3.2. Desarrollo del sistema de medición.

Durante las sesiones de rehabilitación es de gran importancia el conocimiento de los movimientos que el paciente efectúa. Estos deben ser lo más cercanos posibles a los ejercicios determinados por el terapeuta. Sin embargo las limitaciones inherentes a la capacidad física del paciente, así como el mismo dolor y fatiga muscular pueden hacer que los movimientos efectuados por el paciente sean diferentes a los prescritos. Para ello se previeron dos sistemas de medición. El primero de ellos consistente en la medición angular permite conocer el grado de flexión y extensión del miembro a rehabilitar. En este caso mediante el empleo de un goniómetro diseñado para este fin y que puede ser empleado durante las sesiones de rehabilitación puede conocerse el ángulo que el paciente logra alcanzar en cada movimiento del ejercicio.

Por otro lado se plantea el uso de un sistema de electromiografía superficial o sEMG para determinar de manera objetiva el movimiento que el paciente está desarrollando durante la ejecución de los ejercicios. Esta herramienta puede dar adicionalmente al movimiento una medición indirecta de la fuerza muscular. La señal eléctrica adquirida por el sEMG puede analizarse para identificar un movimiento en concreto efectuado por el paciente y si entre una sesión y otra existe un cambio en las características indicando por ejemplo que el paciente logra aplicar una mayor contracción muscular.

Ambas herramientas pueden usarse de manera alternada dado que algunos ejercicios requieren de un mayor énfasis en la recuperación de la articulación o de los músculos involucrados

3.2.1. Implementación del goniómetro.

La goniometría se encarga de la medición de los ángulos y su trazado.

En rehabilitación, se utiliza para medir los ángulos de flexión en distintas partes del cuerpo humano, para determinar si la parte anatómica está funcionando de manera óptima, o si presenta alguna deficiencia en su funcionamiento.

Para el desarrollo de este proyecto, se utilizó un goniómetro digital (Fig. 3.3.), basado en el movimiento del giroscopio de un dispositivo móvil, para que se integrara más fácilmente en el sistema. Se consideró un goniómetro analógico, sin embargo, entorpecía la portabilidad del sistema.

El goniómetro digital registraba el ángulo de flexión que el terapeuta estimaba normal, es decir, el que podía alcanzar una persona sana, y de ahí, elegía un ángulo como objetivo en la terapia de rehabilitación, de acuerdo a la gravedad de la lesión y a las características de la persona que realizaría la sesión.



Fig. 3.3. Goniómetro implementado en un paciente del CRIIO.

Una vez que el usuario alcanzaba el ángulo indicado, el goniómetro registraba el dato y lo almacenaba, cada vez que ocurría el evento. De esa manera, el terapeuta podía revisar la información, y determinar si el paciente estaba llevando a cabo los ejercicios de manera adecuada.

3.2.2. Implementación de un EMG.

Con la finalidad de tener otro parámetro objetivo sobre la correcta ejecución de los ejercicios prescritos por el especialista se ha propuesto tener un sistema de electromiografía que pueda monitorear los movimientos ejercidos por el paciente durante las sesiones de rehabilitación. Las señales electromiográficas podrían proporcionar información adicional sobre el grado real de rehabilitación. Es esencial que las señales sEMG analicen la frecuencia por debajo de 600 Hz. Para ello se ha implementado un sistema que permite efectuar el análisis de dos canales de adquisición.

3.2.2.1. Monitoreo de señales de EMG.

Debido a su naturaleza no invasiva, las señales de EMG de superficie (sEMG) se ha aplicado ampliamente en muchos campos. El sEMG podría potencialmente usarse para

controlar dispositivos portátiles, ayudando a personas con masa muscular reducida, como aquellas que padecen sarcopenia (Khokhar, Xiao, & Menon, 2010). La señal de sEMG registrada desde la superficie de la piel en el proceso de las acciones (movimiento) de las extremidades se denomina señal de acción sEMG (asEMG) (Lei, Wang, & Feng, 2001). La señal de asEMG contiene las propiedades eléctricas y funcionales de la contracción muscular de las extremidades y proporciona información sobre la actividad neuromuscular (Englehart, Hudgins, Parker, & Stevenson, 1999).

El análisis de reconocimiento de patrones en señales sEMG consta principalmente de dos pasos, a saber, extracción de características y clasificación. La extracción de características consiste en la reducción de la dimensionalidad de la entrada de señal sEMG sin procesar para establecer un vector de características. La precisión del sistema de clasificación de patrones depende casi totalmente de la elección de estas características (Englehart et al., 1999). No se pueden extraer características de las muestras individuales porque se perderán los detalles estructurales de la señal. Por lo tanto, las características deben calcularse segmentando la señal sEMG sin procesar y calculando un conjunto de características de cada segmento. Los investigadores han experimentado con la longitud del segmento, y las restricciones encontradas en esta longitud se derivan principalmente de la implementación específica en tiempo real. Un retraso de 200 ~ 300 ms de intervalo es el retraso máximo clínicamente reconocido tolerado por los usuarios (Soares, Andrade, Lamounier, & Carrijo, 2003). Por lo tanto, un retardo adecuado para que el controlador genere un comando de control debe estar entre 100 ~ 125 ms (Farrell & Weir, 2007).

Se han usado diferentes funciones en el reconocimiento de patrones que involucran tanto las funciones de dominio de tiempo como las de frecuencia de tiempo. Algunas de estas propuestas incluyen el Valor absoluto medio (MAV) (Lu et al., 2011), los cruces por cero (ZC) (Posada-Gómez et al., 2018), los cambios en el signo de pendiente (SSC), Coeficientes del modelo autorregresivo (AR), coeficientes de Cepstrum (CC), longitud de forma de onda (WL) y transformada del paquete de wavelets (Ahsan, Ibrahimy, & Khalifa, 2011; Farrell & Weir, 2007; Lu et al., 2011; Posada-Gómez et al., 2018; Soares et al., 2003).

Los recientes avances en tecnología de procesamiento de señales y modelos matemáticos han permitido avanzadas técnicas de detección y análisis de señales de SEMG. Varias técnicas de inteligencia artificial (IA) han recibido una gran atención en la comunidad científica. Los modelos matemáticos incluyen la transformada wavelet (Chu, Moon, Lee, Kim, & Mun, 2007), los enfoques de frecuencia de tiempo, la transformada de Fourier, la Distribución de Wigner-Ville (WVD), las medidas estadísticas y las estadísticas de orden superior. Los enfoques de IA para el reconocimiento de señales incluyen redes neuronales artificiales (RNA) (Khezri & Jahed, 2007; Matsumura et al., 2002), redes neuronales recurrentes dinámicas (DRNN) y sistemas de lógica difusa. Los algoritmos genéticos (GA) también se han aplicado en chips de hardware evolutivos para mapear entradas de señales sEMG a acciones manuales deseadas. Las señales electromiográficas son señales muy complejas, por lo que es necesario extraer patrones para proporcionar la información más relevante de este tipo de señales. Se realizó un estudio para determinar cuál de los patrones contiene suficiente información para realizar la clasificación de movimientos.

En el desarrollo de este trabajo de tesis se ha decidido emplear la EMG como una herramienta adicional a la medición angular, aprovechando que mediante el EMG es posible determinar las evoluciones en cuanto a la contracción muscular es posible evaluar el incremento de la fuerza asociada a los músculos involucrados, mediante el análisis de los valores generados por el paciente de una rehabilitación a otra; adicionalmente se han aplicado diferentes técnicas de procesamiento de la señal de EMG para determinar algunos de los movimientos efectuados por el paciente. Se analizaron las características que son más adecuadas para la clasificación de los movimientos de la muñeca utilizando un algoritmo RNA con BP. En este sentido, una aproximación de RNA podría ofrecer un enfoque alternativo para resolver este tipo de problemas. Muchos investigadores han aplicado RNA para clasificar los movimientos de la muñeca debido a las propiedades de este tipo de modelos computacionales: no linealidad, tolerancia a fallas y aprendizaje adaptativo. Sin embargo, en este trabajo se ha enfocado en la identificación y clasificación de los movimientos de la muñeca según los patrones específicos previamente estudiados. La investigación también proporciona una herramienta para determinar las características más influyentes para clasificar los movimientos de la muñeca. Además, esta aproximación

se puede aplicar a diferentes áreas, como la medicina deportiva, prótesis y rehabilitación, entre otras.

Esta información se obtuvo de dos músculos del antebrazo: Flexor Carpi Ulnaris (FCU) y Brachioradialis (B). La clasificación del movimiento se realiza mediante un algoritmo de aprendizaje RNA con BP, basado en una base de datos de características y patrones obtenidos previamente de una población de pacientes

3.2.2.2. Colocación de electrodos de señal sEMG y adquisición de datos

Varios músculos del antebrazo contribuyen al movimiento de la muñeca, como Flexor Carpi Ulnaris (FCU), Palmaris Longus (PL), Extensor Digitorum (ED), Extensor Carpi Radialis (ECR) y Brachioradialis (B), entre otros. Sin embargo, solo dos músculos del antebrazo fueron identificados como candidatos adecuados para la clasificación a través de un procedimiento experimental de compensación. Los músculos seleccionados fueron FCU y B (Fig. 3.4). Además, el músculo FCU ayuda en la flexión de la muñeca y la supinación de la muñeca con desviación cubital. El músculo B ayuda en la extensión y abducción radial de la muñeca. La posición aproximada de estos músculos se muestra en la Figura 2. Se garantiza un buen contacto con el electrodo de la piel siguiendo las pautas de la SEMG para la evaluación no invasiva de los músculos (SENIAM) (Hermens, Freriks,

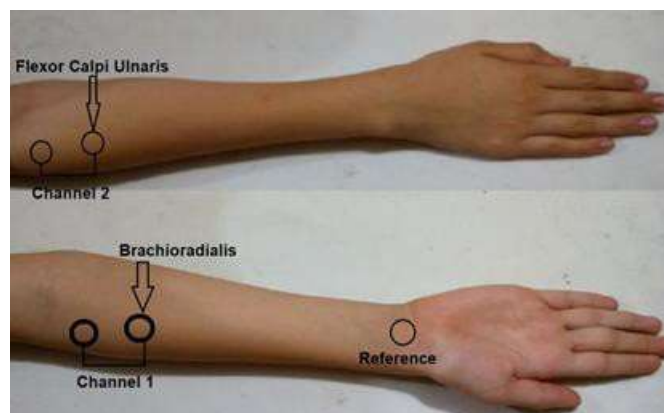


Fig. 3.4. Posición de electrodos

Disselhorst-Klug, & Rau, 2000). Se afeitó la piel del voluntario y se usó un algodón humedecido en alcohol para limpiarlo. Los electrodos se colocaron en los lugares deseados después de que la piel se secó. Se utilizaron electrodos duales de gel AgCl. La distancia entre los electrodos fue estipulada por las pautas de SENIAM.

Los potenciales de señales de sEMG medidos pueden variar desde menos de $50\mu\text{V}$ hasta 20 a 30mV dependiendo del músculo definido, y esto puede poner limitaciones en el sistema (Swingler & Smith, 1996). Las señales sEMG débiles deben amplificarse primero con un equipo estándar. La energía utilizable en una señal sEMG se encuentra en el rango de 0-500 Hz, y el proceso de adquisición se basa en el teorema de Nyquist, que dice que una señal se puede reconstruir completamente sin pérdida de información si se muestrea a una Frecuencia de al menos el doble del armónico más significativo existente en la señal analógica (Tohi, Mitsukura, Yazama, & Fukumi, 2006). La señal sEMG adquirida se digitalizó a 1024 muestras por segundo utilizando una tarjeta de adquisición de datos. Esta tarjeta contiene un microcontrolador PIC18F4550, que se conectó por USB a la computadora. Se ha desarrollado un software de interfaz en Matlab para procesar la señal. A continuación, las señales sEMG analógicas se convierten en formato de datos digitales con un microcontrolador PIC18F4550 con un convertidor analógico a digital (ADC) integrado de 10 bits, que representa el núcleo de la interfaz digital con la computadora. Está respaldado con un cristal de 48 MHz para error mínimo en el generador de velocidad en baudios, logrando un rendimiento de 9.600 baudios en la transmisión en serie. El ADC tiene su propio tiempo, que se ejecuta independientemente del cristal. Alcanza una frecuencia de muestreo de 1 kHz por cada uno de los dos canales de señales sEMG, pudiendo muestrear un solo canal a 2 K-muestras / s. La Figura 3.5 muestra la metodología utilizada para capturar y procesar señales sEMG. Básicamente hay tres etapas: amplificación de etapa, etapa de filtrado y el ADC.

El éxito de cualquier sistema de clasificación de patrones depende casi totalmente de la elección de las características utilizadas para representar las señales en bruto. El uso de múltiples parámetros de características para la clasificación de patrones de señales de SEMG es deseable ya que la extracción de un parámetro de característica que refleje

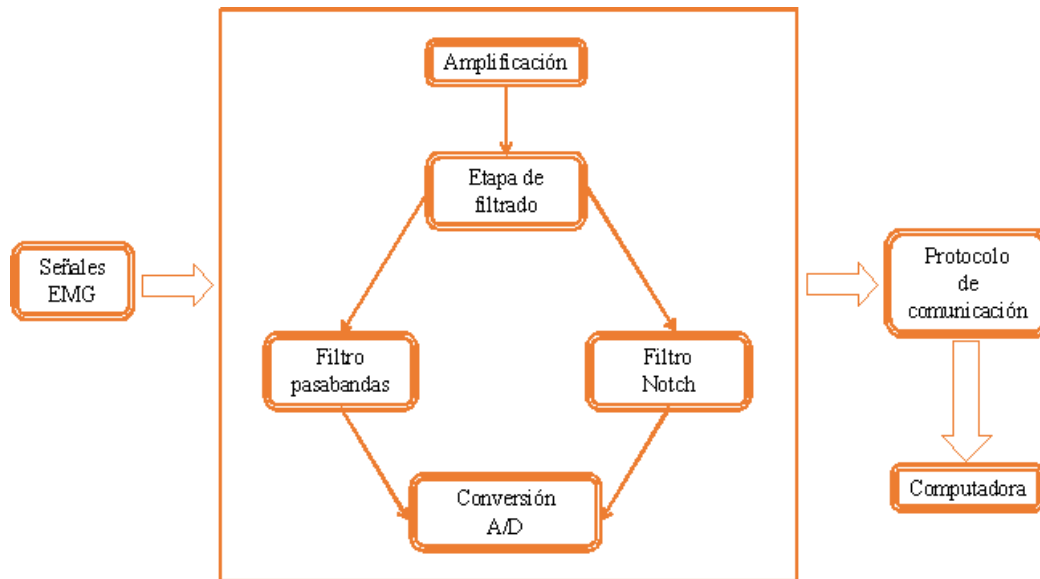


Fig. 3.5. Captura de señales EMG

perfectamente la característica única de las señales medidas en un comando de movimiento es un desafío.

Sin embargo, se analizan diferentes características, con el objetivo de determinar un parámetro esencial para proporcionar información suficiente para que el modelo BP-RNA pueda determinar los movimientos de la muñeca. Sin embargo, la inclusión de un parámetro de característica adicional con una pequeña capacidad de separación puede degradar el rendimiento general del reconocimiento de patrones. La extracción de características se realizó desde un enfoque temporal, generando un vector híbrido que permite la identificación de las características de las señales de sEMG.

Debido a su simplicidad computacional, las características de dominio de tiempo o las técnicas lineales son las más populares en el reconocimiento de patrones de señales sEMG. MAV, RMS, WL y VAR se pueden realizar electrónicamente en tiempo real, y su implementación es simple. Según (Englehart et al., 1999) los primeros 400 ms de la señal contienen información esencial para la clasificación, por esta razón, la señal de extracción se ha realizado con esta ventana de amplitud.

3.2.2.3. Promedio absoluto (MAV).

El Valor Medio Absoluto (MAV) guarda similitud con el Valor Rectificado Medio (ARV). Se puede determinar mediante el promedio de los valores absolutos de las señales sEMG después de aplicarles una rectificación de onda completa. En resumen, se calcula tomando la media de la amplitud absoluta de las señales sEMG. Este método resulta útil para identificar los niveles de contracción muscular y es una característica ampliamente empleada en aplicaciones de control mioeléctrico. Su definición es la siguiente:

$$MAV = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |x_n| \quad (1)$$

3.2.2.4. Valor Raíz Cuadrático Medio (RMS).

El concepto del Valor de la Raíz Cuadrada Media (RMS) se describe como un proceso gaussiano aleatorio con amplitud modulada. Está asociado con la desviación estándar y puede expresarse de la siguiente manera:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x_n^2} \quad (2)$$

3.2.2.5. Longitud de forma de onda (WL).

Una característica que proporciona información sobre la complejidad de una señal en un segmento es definida por la WL. Esto es simplemente la distancia acumulada entre dos muestras consecutivas definidas como:

$$WL = \sum_{n=1}^N |x_{n+1} - x_n| \quad (3)$$

3.2.2.6. Varianza (VAR).

La varianza de las señales sEMG (VAR) utiliza la potencia de las señales sEMG como una característica. En general, la varianza es el valor medio del cuadrado de la

desviación de esa variable. Sin embargo, el valor medio de las señales sEMG es cercano a cero. En consecuencia, VAR puede ser calculado por

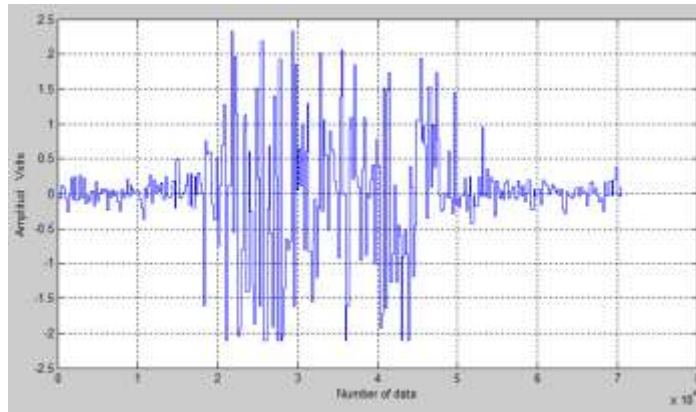
$$VAR = \frac{1}{N-1} \sum_{n=1}^N x_n^2 \quad (4)$$

3.2.2.7. Enfoque Temporal.

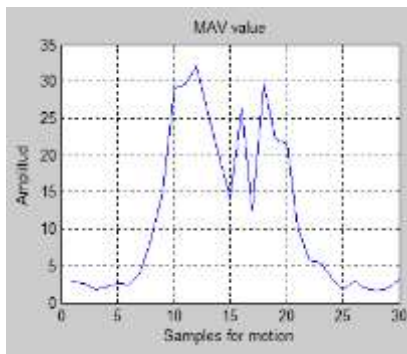
Todas las características mencionadas anteriormente se calculan en función de la amplitud de la señal de sEMG. De los resultados experimentales, este patrón de características es similar. Por lo tanto, se seleccionaron las características más robustas en este grupo. La Figura 3.6 a) muestra la señal sEMG sin procesar y b), c), d), e) muestra los valores obtenidos en la aproximación temporal MAV, RMS, WL y VAR respectivamente. Las figuras b) y c) presentan una similitud notable, esto se debe al hecho de que las fórmulas para obtener los parámetros MAV y RMS son similares. Sin embargo, estas características difieren entre sí. En la sección de clasificación, se realizó una RNA para cada parámetro. Con esto, fue posible evaluar qué parámetro tiene una mayor precisión en la clasificación de movimientos. Los valores se trazan con respecto a las muestras obtenidas por movimiento. La entrada al modelo BP-RNA es un vector de 30 datos extraídos de la señal EMG sin procesar. Se realizó el modelo BP-RNA para cada característica procesada. En total, se implementaron cuatro modelos RNA.

Una Red Neuronal Artificial (RNA) es un modelo de procesamiento de información que se inspira en los sistemas nerviosos biológicos, como el cerebro. Consiste en una amplia cantidad de elementos de procesamiento que están interconectados de manera intensa, los cuales son conocidos como neuronas. Se han propuesto algunas técnicas de IA basadas principalmente en RNA para procesar la señal sEMG. Este tipo de técnica es útil para una aplicación en tiempo real como el registro y análisis de señales sEMG.

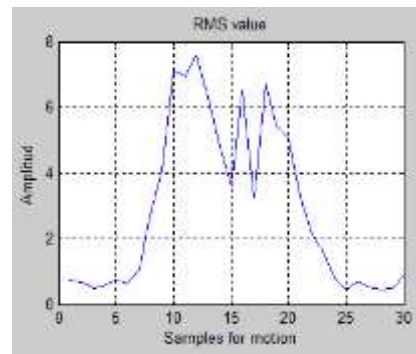
Boca y Park proponen una aplicación en tiempo real de una red neuronal artificial que puede reconocer con precisión la señal mioeléctrica (MES) en 1994 (Wythoff, 1993). De acuerdo con su investigación, las características de MES se extraen primero a través del



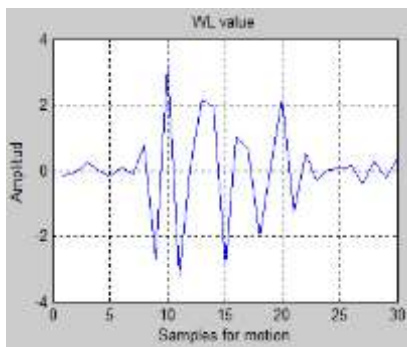
a)



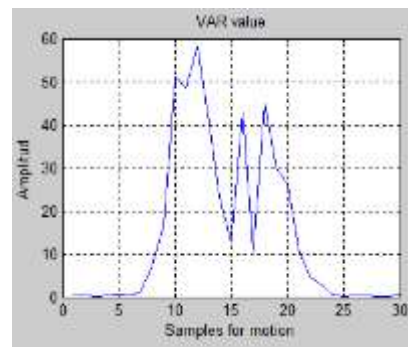
b)



c)



d)



e)

Fig. 3.6. Gráficos de análisis de tiempo, a) señal en bruto de la señal sEMG, b) valor absoluto medio, c) valor raíz cuadrática medio, d) longitud de forma de onda, e) varianza.

análisis de Fourier y se agrupan mediante el uso del algoritmo fuzzy c-means. Fuzzy c-means (FCM) es un método de agrupación en clúster que permite que los datos pertenezcan

a dos o más agrupaciones. La salida de la red neuronal representa un grado de estimulación muscular deseada sobre un músculo sinérgico, pero enervado.

Además, diferentes autores han demostrado que las redes MultiLayer Perceptron (MLP) con tan solo una capa oculta son aproximadores universales. En otras palabras, las MLP son capaces de aproximarse con precisión a un mapeo arbitrario, siempre que haya suficientes unidades ocultas disponibles (Yi-Hung Liu, Han-Pang Huang, & Chang-Hsin Weng, 2007). Por lo tanto, debido a la experiencia mencionada, se ha definido un MLP con un algoritmo de Backpropagation (BP).

El atributo más importante de este tipo de RNA es que puede aprender un mapeo de cualquier complejidad o implementar superficies de decisión que separen clases de patrones. Un Perceptrón Multicapa (MPL) consta de tres conjuntos de unidades: uno para las entradas que reciben los valores de entrada del entorno, otro para las salidas que proporcionan la respuesta final y uno intermedio de unidades ocultas que conecta las entradas con las salidas. Las neuronas en la capa oculta tienen como tarea extraer características relevantes de los datos de entrada, las cuales son utilizadas para predecir los valores de las unidades de salida.

Las MLP son redes neuronales en capas, lo que significa que se basan en varias capas de pesas y neuronas adaptativas. Hay tres tipos diferentes de capas: la capa de entrada, al menos una capa oculta y, finalmente, la capa de salida. Dentro de las unidades o neuronas que componen la red, hay un conjunto de conexiones que se vinculan entre sí. Cada unidad transmite señales a las conectadas con su salida. Hay una señal de salida o señal de transferencia asociada con cada unidad que transforma el estado actual de la unidad en una señal de salida. Las conexiones de avance hacia adelante entre las unidades de las capas en un MLP representan los pesos adaptativos que permiten el mapeo entre las variables de entrada y las variables de salida.

En una red MLP, cada unidad de neurona i recibe información de otras unidades o de una fuente externa. Cada entrada X_{ij} tiene un peso asociado W_{ij} . La salida y_i se calcula

mediante alguna función f de la suma ponderada de sus entradas, denominada "función de activación". La representación matemática de la unidad i es:

$$y_i = f(net) = f(\sum_j w_{ij} , x_{ij}) \quad (5)$$

3.3. Desarrollo del sistema de estimulación multisensorial

Los bloques correspondientes a diferentes estímulos que son aplicados al usuario corresponden a la implementación de un electro estimulador, y un estimulador vibratorio

3.3.1. Implementación del electroestimulador

Para coadyuvar en la disminución del dolor y de la espasticidad en el paciente, se tiene un sistema de electroestimulación que se aplicarán durante las sesiones de terapia, con el fin de que el paciente sienta más comodidad al hacer los ejercicios de rehabilitación.

3.3.1.1. Diagrama a bloques

La Figura X muestra el diagrama a bloques del sistema de electroestimulación, que se divide en cuatro bloques.

El primer paso es generar las señales en un tren de pulsos con características determinadas, como tiempo en alto, duración y número de pulsos, estas características dictan el tiempo que dura el tratamiento. Las señales son generadas utilizando un programa de computadora desde donde se cargan las características deseadas.

El segundo paso es la comunicación de la computadora con el circuito de potencia, lo que permite que el tren de pulsos llegue al circuito de potencia, el tercer paso, que eleva los pulsos hasta 70 Volts. Cabe mencionar que estos pulsos no dañan a quien recibe las señales, ya que son pulsos de duración corta, baja corriente y voltaje elevado.

Por último, están los electrodos, que son los que transmiten los pulsos a través de la piel, llegando al músculo.



Fig. 3.7. Sistema desarrollado

3.3.1.2. Software

Los electroestimuladores modernos no tienen la opción de personalizar los trenes de pulsos, como hace algunos años. Solo tienen programas precargados. Por esta razón, se crearon seis programas que se adaptan al tipo de terapia que se requiera, y también la opción de programar de forma personalizada el tipo de terapia que el usuario necesita, de acuerdo a la prescripción del experto.

Los programas precargados en el sistema tomando en consideración la opinión de los especialistas en fisioterapia y rehabilitación, así como la información disponible en la literatura son los siguientes:

- * **Contractura:** Se generan dos grupos de pulsos. En el primer grupo, se envía una serie de 1212 pulsos con un tiempo en alto (t.a.) de 5 μ s y un tiempo en bajo (t.b.) de 33 ms. Este primer tren de pulsos prepara a la persona para recibir el tratamiento. A continuación, se envía un segundo tren de 1200 pulsos con un tiempo en alto (t.a.) de 5 μ s y un tiempo en bajo (t.b.) de 500 ms.

- * **Hipotrofia:** Este genera tres grupos de pulsos. El primero se utiliza para preparar el tratamiento. El segundo grupo consiste en el envío de una serie de 2400 pulsos con un tiempo en alto (t.a.) de 5 μ s y un tiempo en bajo (t.b.) de 125 ms. Finalmente, el tercer grupo envía un tren de 32142 pulsos con un tiempo en alto (t.a.) de 5 μ s y un tiempo en bajo (t.b.) de 29 ms.

- * **Fuerza:** Este proceso consiste en la generación de cinco grupos de pulsos. El primero, al igual que en los casos anteriores, se utiliza para preparar el tratamiento. Luego, se envía un tren de 2400 pulsos con un tiempo en alto (t.a.) de 5 μ s y un tiempo en bajo (t.b.) de 100 ms. El tercer grupo incluye 15000 pulsos con un t.a. de 5 μ s y un t.b. de 20 ms. Posteriormente, se envía un tren de 2400 pulsos con un t.a. de 5 μ s y un t.b. de 15 ms. Finalmente, se envía otro tren de 2400 pulsos con un t.a. de 5 μ s y un t.b. de 100 ms.

- * **Potencia:** Este proceso consiste en la generación de siete grupos de pulsos. El primero se utiliza para la preparación del tratamiento. Luego, se envía un segundo grupo de 2400 pulsos con un tiempo en alto (t.a.) de 5 μ s y un tiempo en bajo (t.b.) de 100 ms. El tercer grupo también incluye 2400 pulsos con un t.a. de 5 μ s y un t.b. de 15 ms. A continuación, se envía un cuarto grupo de 2400 pulsos con un t.a. de 5 μ s y un t.b. de 100 ms. El quinto grupo consiste en 32727 pulsos con un t.a. de 5 μ s y un t.b. de 11 ms. El sexto grupo tiene 720 pulsos con un t.a. de 5 μ s y un t.b. de 333 ms. Finalmente, se envía un séptimo grupo de 720 pulsos con un t.a. de 5 μ s y un t.b. de 333 ms.

- * **Resistencia:** Este proceso implica la creación de seis conjuntos de pulsos. El primero, como en los casos anteriores, se utiliza para preparar el tratamiento. El segundo conjunto consta de 3000 pulsos con un tiempo en alto (t.a.) de 5 μ s y un tiempo en bajo (t.b.) de 100 ms. El tercer conjunto comprende 30000 pulsos con un t.a. de 5 μ s y un t.b. de 16 ms. El cuarto conjunto tiene 34285 pulsos con un t.a. de 5 μ s y un t.b. de 14 ms. El quinto conjunto consiste en 42857 pulsos con un t.a. de 5 μ s y un t.b. de 14 ms. Finalmente, el sexto conjunto está compuesto por 1081 pulsos con un t.a. de 5 μ s y un t.b. de 333 ms.

- * **Espasticidad:** Primero, produce el tren de pulsos inicial para preparar el tratamiento, luego crea un segundo tren compuesto por 2097 pulsos, con un período de 5 μ s en alto (t.a.) y 286 ms en bajo (t.b.).

Para estos programas, los tiempos en alto son de 5 μ s, sin embargo, pueden generarse pulsos con una duración diferente.

El puerto se encarga de transferir las señales de la computadora hacia un circuito desarrollado para generar los trenes de pulso.

El primer circuito desarrollado utiliza un circuito integrado 555 configurado en modo estable, diseñado para operar a una frecuencia de 450 Hz, junto con un transistor NPN TIP 41C que puede soportar un voltaje máximo entre colector y emisor de 1000V.

Se diseñó un algoritmo para la generación de las señales (Fig. 3.8), comenzando con la configuración inicial de los puertos para la transmisión de datos. Se selecciona el programa en función de la lesión a tratar, se preparan los datos a enviar a través del puerto y, finalmente, se transmiten hasta que se determine que no hay más datos por enviar.

Posteriormente, se optó por utilizar un circuito integrado que permitiera unir la medición angular en una sola tarjeta, con el fin de reducir el tamaño y el peso del electroestimulador, para hacerlo de fácil manejo y portable.

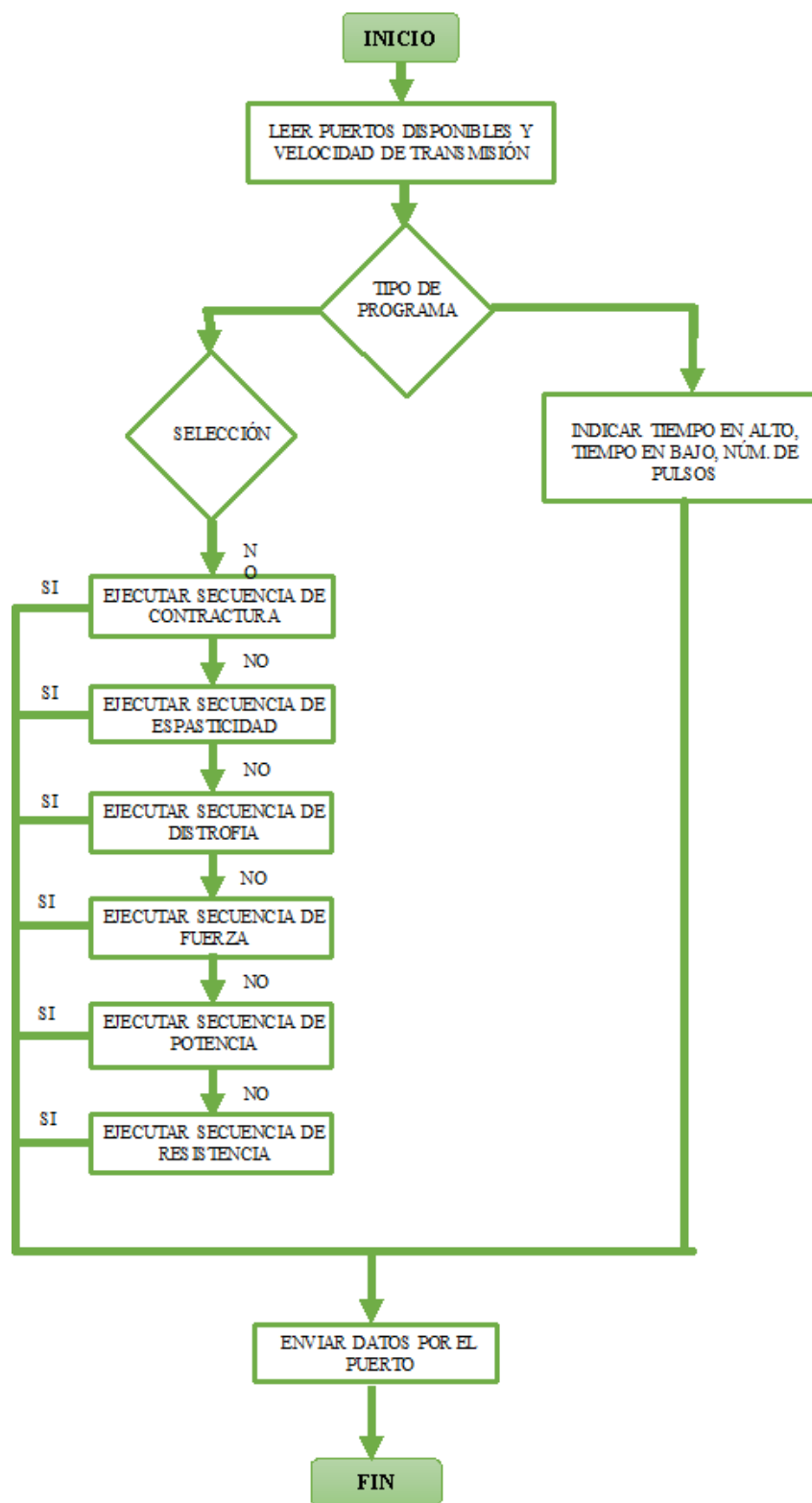


Fig. 3.8. Algoritmo de funcionamiento del electroestimulador

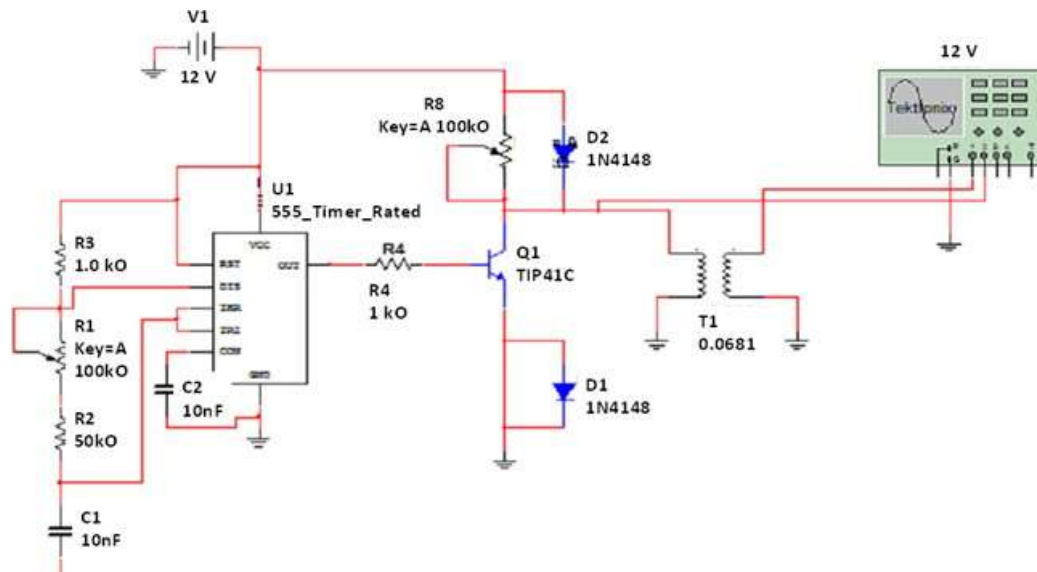


Fig. 3.9. Primer circuito propuesto

3.3.2. Implementación del estimulador vibratorio

Diversos estudios como “Focal vibration in Neurorehabilitation”, “La vibración como terapia preventiva y tratamiento del dolor muscular tardío”, etc demuestran que las vibraciones en una determinada frecuencia y amplitud, permiten modificar el rango de sensibilidad del usuario en su estructura anatómica, enfocado en la frecuencia de baja intensidad que permiten la desactivación parcial del sistema sensorial, que envía la señal al cerebro de lo que sucede en el cuerpo humano por su entorno definido. Esto como interacciones con la impedancia corporal hacia vibraciones mecánicas externas.

La implementación de un sistema de analgesia que pueda adherirse al ser humano en una zona determinada podría ser un apoyo significativo para un proceso de rehabilitación en que tenga mayor facilidad de movimiento, disminuyendo el dolor que desarrolla el cuerpo humano; equipos como VIBRA o BUZZY (Fig. 3.10) entre otros más, ya mantienen el uso de la vibración para tratamientos pediátricos, tonificación muscular y tratamiento ante daños neurológico o traumático (Antonio Peña, 2016), sin embargo son

procesos lineales y no presentan una secuencia de uso que pueda aprovechar tal efecto de una manera más distribuida en la sección a tratar del cuerpo humano.

Las vibraciones demuestran un apoyo significativo en diversos experimentos enfocados para el desarrollo muscular y la analgesia general de una zona determinada, en donde se presenta un dolor o se necesita desarrollar un ejercicio con mayor intensidad y duración.

La aplicación de vibraciones en el cuerpo humano es factible, en frecuencias bajas, para la mejora y disminución del dolor en determinadas zonas corporales, facilitando la integración del paciente en su ambiente, al poder desarrollar de mejor forma su vida cotidiana.

El desarrollo del sistema de analgesia mediante el uso de vibraciones por secuencia de aplicación busca, mejorar y apoyar a las personas con los diversos procesos de rehabilitación que puedan presentarse en su vida, disminuyendo el dolor y facilitando actividades que puedan presentarse bajo el termino de molestas, ante una actividad que conlleve movimiento físico que beneficie a la mejora del paciente.



Fig. 3.10. Equipos Vibra y BUZZY

Para entender el efecto de las vibraciones en el cuerpo humano se debe de enfocar en términos de transferencia de energía, en donde el cuerpo humano se vuelve el receptor de estas. Algunas vibraciones que podemos encontrar en nuestro entorno de desarrollo se encuentran en el orden de 0.1Hz hasta unos pocos centenares de Hz.

Para efectos del presente proyecto, se seleccionó un motor vibrador pequeño, de 10mm por 3mm, con un voltaje de excitación de 3v a 70mA y con una capacidad de 12000 rpm, comúnmente utilizados en los dispositivos de telefonía celular (Fig. 3.11)..

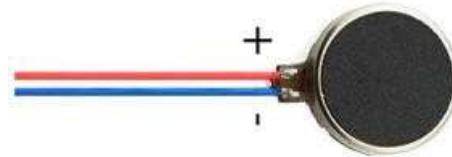


Fig. 3.11. Motor tipo moneda

Para que hubiera una mayor área de contacto entre el sujeto y el dispositivo vibratorio, se colocaron cuatro motores de moneda en un parche de gel.

Se llevó a cabo un análisis de potencia, buscando transferir la mayor cantidad de corriente, pero controlando el voltaje que se le asignaba a los motores. Estos motores se conectaron en paralelo, de tal manera que, en caso de que uno de los motores falle, los demás seguirán funcionando.

La potencia promedio, que se obtuvo de estos 4 motores es de 0.304W. Cabe resaltar que los motores en los demás elementos vibratorios, presentan variaciones en su impedancia, por eso se estandarizó la potencia a la impedancia de menor valor, para poder obtener un funcionamiento efectivo de todos los motores vibradores.

Para controlar y manipular la intensidad de las vibraciones, se diseñó el siguiente circuito, el cual se conforma de un transistor TIP 42C y un optoacoplador 4N25. Se optó por acoplar estos dos elementos, ya que el 4N25 en la salida, tiene una corriente de operación máxima de 100mA, sin embargo, los motores manejan una corriente de 261.644 mA, más de lo recomendado por el fabricante como rango de operación óptimo. El TIP 42C permite el control para una corriente máxima de hasta 6Amperios, suficiente para controlar

esa pequeña cantidad de corriente consumida por los motores vibradores tipo moneda. El circuito implementado para la placa indicada se observa en la figura 3.12

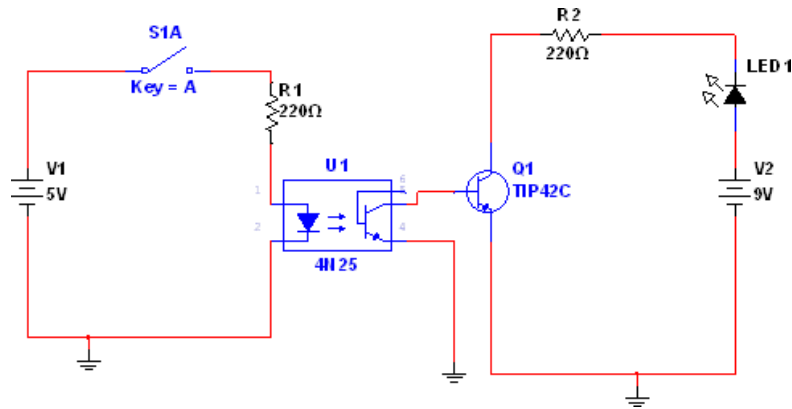


Fig. 3.11. Circuito de control de los motores

Para poder alimentar los circuitos previamente descritos se desarrolló una fuente de alimentación con un fijador de voltaje a 9 volts que cuenta con un transformador de 18 V a 1 Amperio (Fig. 3.12)..

Esta fuente es la encargada de alimentar a los motores vibradores, durante la activación de las secuencias precargadas en el sistema, sin embargo, un problema que se

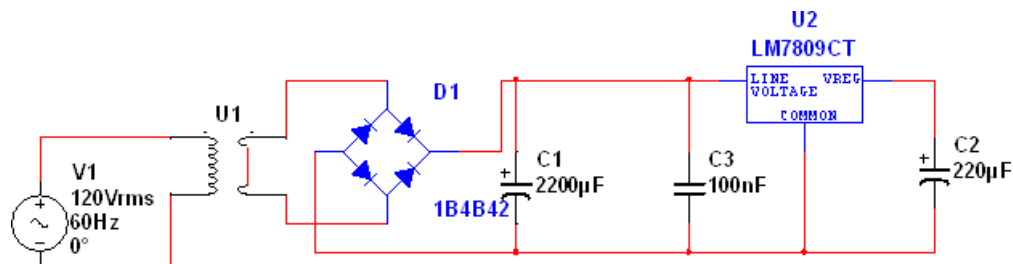


Fig. 3.12. Circuito de la fuente de alimentación

observó al hacer esto es la generación de potencia en el integrado Lm7809, por ello se optó por implementar un sistema de enfriamiento para el mismo.

Para poder almacenar todas las placas de funcionamiento y los elementos de acondicionamiento, se diseñó una caja en 3D que contemplara terminales y sistema de enfriamiento del proyecto en su totalidad, este también contemplo los elementos de periferia para una conexión a 120V CA e interruptores necesarios para la activación. Esta caja se imprimió con un filamento de PLA (Fig. 3.13).



Fig. 3.13. Caja 3D desarrollada

3.4. Desarrollo del sistema de realidad virtual.

Con el objetivo de que el paciente pueda interactuar con el juego, se creó un dispositivo electrónico para el control y retroalimentación entre el juego y el usuario. Este dispositivo captura el movimiento realizado durante el ejercicio, permitiendo un análisis posterior.

3.4.1. Implementación de un guante medidor de variables inerciales

El dispositivo de control consta de una carcasa de poliláctico (creado a partir del almidón de maíz Fig. 3.14.), en la cual se encuentran los componentes electrónicos. Está pensado para ser ligero y poder adaptarlo a través de una funda o soporte de tela.

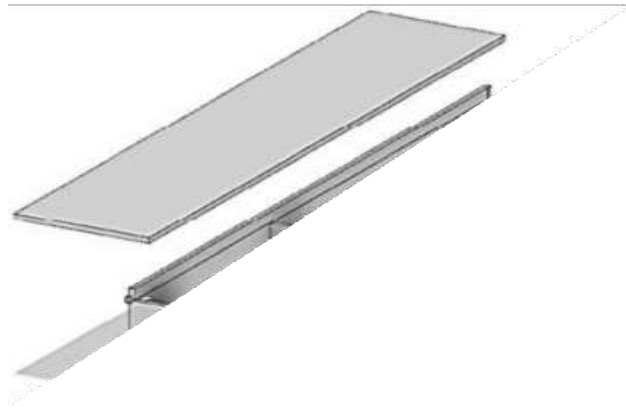


Fig. 3.14. Carcasa con componentes electrónicos

El dispositivo está conformado por las siguientes partes:

- Alimentación del sistema: se requieren 5v
- Control: adquiere la información recopilada por el sensor, al mismo tiempo que controla la comunicación y los actuadores.
- Sensor: lleva información en forma analógica a la parte del control, desde el sensor.
- Actuador: vibra al recibir la información desde el centro de control.
- Teléfono inteligente: funciona como el enlace entre las distintas partes del dispositivo.

En cuanto a los componentes electrónicos, el dispositivo (Fig. 3.15) cuenta con una fuente de 5V; un cargador de batería litio tipo mini USB TP4056 que marca cuando la batería está completamente cargada; una batería tipo litio de 2.5v a 800mAh, con el tamaño más conveniente para el dispositivo, además de que proporciona el voltaje que se necesita

para el funcionamiento; una tarjeta ATMEGA; un acelerómetro ADXL335, GY60, que lee los ángulos de inclinación en dos ejes X y Y para los ángulos, y deja libre el eje Z para la aceleración; un mini motor vibrador; Bluetooth HC-06, HM10: para evitar conectarse a una red, y poder además adaptarse a cualquier dispositivo móvil cercano.

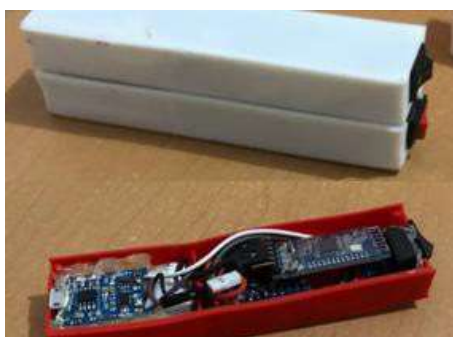


Fig. 3.15. Carcasa con componentes electrónicos

3.4.2. Implementación de juegos serios para rehabilitación

Aunque ahora es común ver juegos cuya animación hace parecer reales a los personajes y los ambientes en que se desenvuelven, hace varios años los juegos era más simples, con formas geométricas básicas. Sin embargo, eran juegos que podían mantener interesados a los jugadores por largo rato.

Tomando como base ese tipo de juegos antiguos, se creó un juego serio para la rehabilitación, ya que es más fácil de manejar para los adultos y resulta entretenido para los niños.

El juego trata de una patrulla que transita por una calle rodeado de otros autos en distintos colores, los cuales debe esquivar para evitar un choque. Los movimientos para cambiar de carril a la patrulla serán dados en el mundo real por flexiones y extensiones de la muñeca.

Para programar el juego se creó un marcador que permite colocar el elemento protagonista (la patrulla) en el escenario virtual, este marcador será detectado por la cámara de un teléfono inteligente, donde se cargará el programa.

Una vez que se inicia, se debe encender el dispositivo de control, se presenta el escenario de juego, en una pantalla dividida en dos. En ese momento se enfoca el marcador con la cámara, tras lo cual, aparecerán los elementos virtuales. Después de esto, el programa se enlazará con el dispositivo de control vía Bluetooth.

El juego inicia cuando se extiende o flexiona la mano en un ángulo de noventa grados, a partir de la posición inicial del dispositivo de control. A partir del inicio del juego, cada vez que la patrulla cambia de carril, se lleva un registro de los movimientos realizados con el dispositivo de control, mientras se emite una vibración que dura diez milisegundos.

Si en algún momento ocurre una colisión entre la patrulla y otro vehículo, el juego termina, pudiendo reiniciar con una extensión o una flexión.

Cabe mencionar que el juego puede desconectarse cuando la batería está baja, cuando se desconecta el Bluetooth o se aleja demasiado el dispositivo de control del teléfono.



Fig. 3.16. Escenarios del juego propuesto

Finalmente, se desarrolló una aplicación (Fig. 3.17) para el almacenamiento y análisis de la información que el dispositivo de control obtuvo durante la sesión de rehabilitación.

La información se guarda de forma individual, con los siguientes datos:

- Numero de movimientos realizados.
- Ángulos alcanzados.
- Tiempo jugado.

El análisis de los datos anteriores hace posible conocer las variables:

- Tiempo de juego.
- Flexiones realizadas.

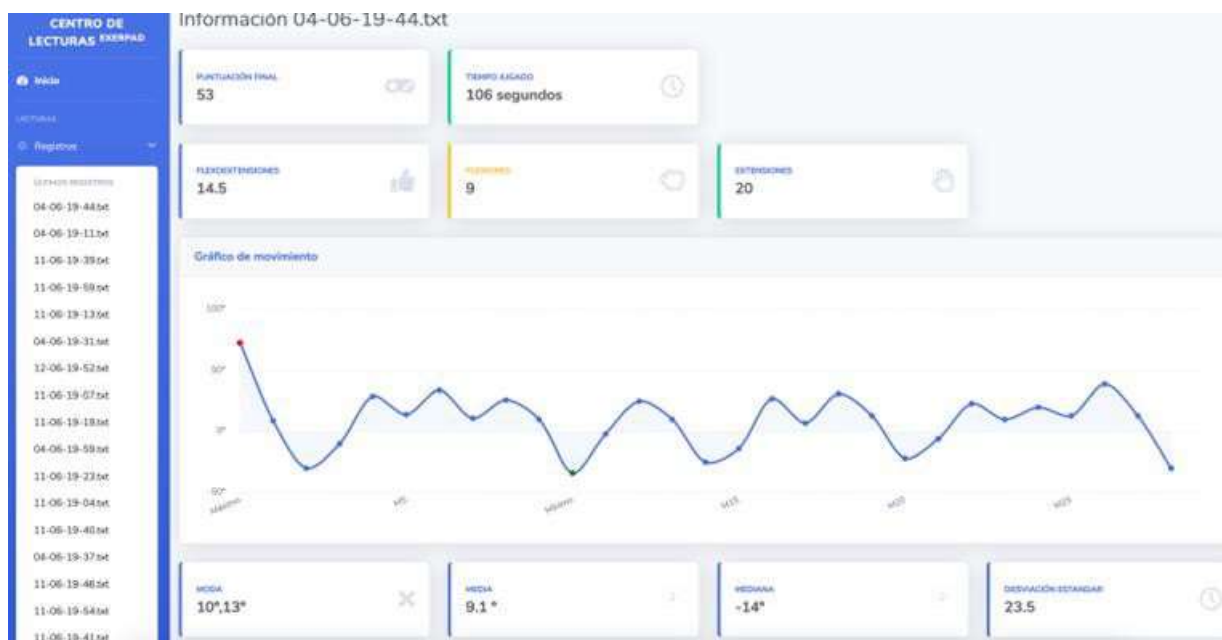


Fig. 3.17. Interfaz de aplicación en la nube

- Extensiones realizadas.
- Flexoextensiones realizadas.
- Angulo máximo.
- Angulo mínimo.
- Moda.
- Mediana.
- Desviación estándar.

La aplicación muestra toda esta información, y se puede acceder a ella desde la nube, ya sea desde el propio programa de juego, o por el acceso de usuario.

La interfaz que aparece es sencilla, y muestra los registros en orden cronológico. Una vez seleccionado el registro de interés, aparece otra interfaz que muestra los datos solicitados.

- Datos generales.
- Datos de flexión.
- Datos de extensión.
- Datos del juego.

Capítulo IV - Resultados

En este capítulo se mostrarán los resultados obtenidos con los dispositivos desarrollados, contrastándolos con los resultados que se obtienen en una terapia de rehabilitación normal.

Es importante mencionar que para las pruebas se contó con el consentimiento voluntario de las personas que participaron, así como con la supervisión y opinión de un especialista en el área de la salud, quien eligió a los pacientes que podían utilizar el sistema, de acuerdo a los antecedentes clínicos. También se debe señalar que la emergencia sanitaria por el SARS-CoV-2 influyó para que no se tuviera más tiempo de prueba en los centros de rehabilitación. Sin embargo, los tres casos de estudio que se pudieron evaluar fueron suficientes para probar la efectividad del sistema.

4.1. Resultados de los sistemas de medición

Una de las partes del sistema es la que se encarga de la medición de señales y ángulos, para obtener datos que serán leídos y almacenados, para después ser consultados tanto por el paciente como por el terapeuta responsable.

El goniómetro se encarga de medir el ángulo de flexión que se alcanza al flexionar una extremidad; el EMG, se encarga de leer las señales del músculo, antes, durante y después del ejercicio, para tener una medida más objetiva de los cambios que se llevan a cabo en los músculos.

4.1.1. Pruebas con el goniómetro

Las primeras pruebas con el goniómetro se llevaron a cabo en personas que se ofrecieron voluntariamente para probar los ángulos de flexión. Cada vez que se alcanzaba un ángulo determinado, se recibía un tren de pulsos desde el electroestimulador, para indicar que se había llegado al objetivo. (Figura 4.1)



Fig. 4.1. Pruebas con el goniómetro

Las primeras pruebas con el goniómetro se llevaron a cabo en personas que se ofrecieron voluntariamente para probar los ángulos de flexión. Los ángulos considerados para estas pruebas fueron 30 grados, 50 grados y 80 grados. Las Figuras 4.2, 4.3 y 4.4 muestran los ángulos alcanzados relacionados con los trenes de pulso que se transmitían al llegar a ellos.

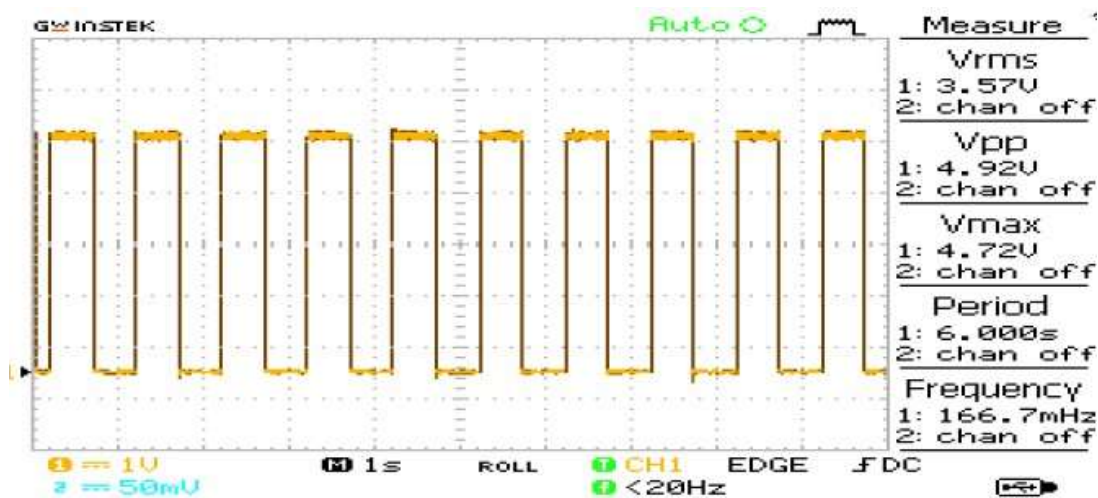


Fig. 4.2. Tren de pulsos durante la primera posición de 30 grados con el goniómetro

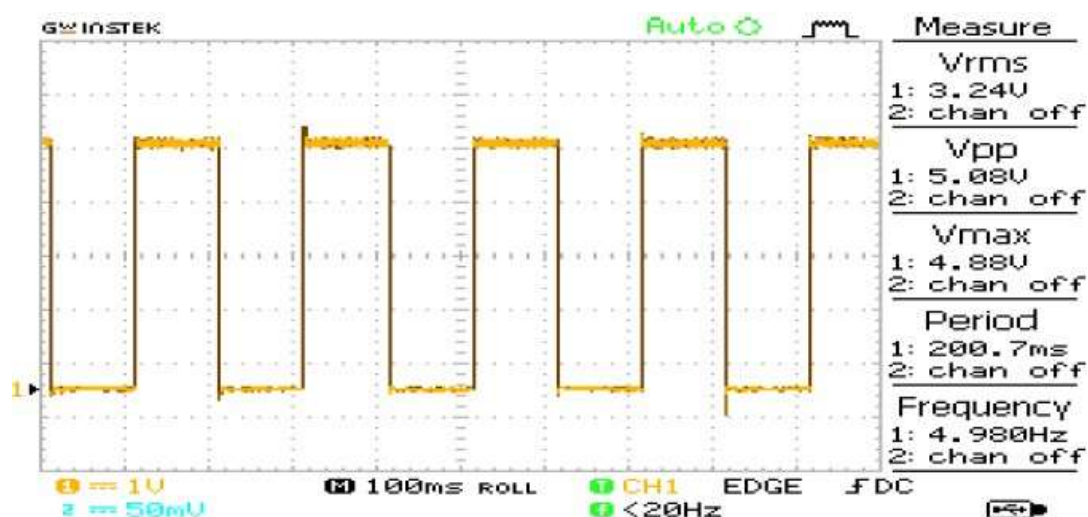


Fig. 4.3. Tren de pulsos durante la primera posición de 50 grados con el goniómetro puesto

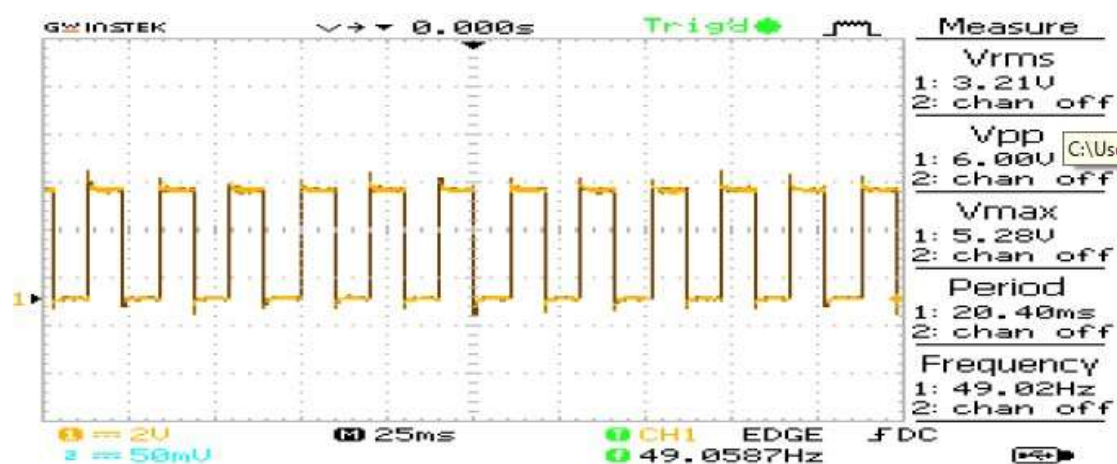


Fig. 4.4. Tren de pulsos durante la primera posición de 80 grados con el goniómetro puesto

En la Figura 4.5 se muestra el cambio de tren de pulso cuando el paciente flexiona la extremidad a tratar, al igual se muestra los pulsos negativos generados por el transformador por oponerse al cambio de polaridad de estado de la corriente lo cual evita el factor de acostumbramiento para que las terapias sean efectivas.

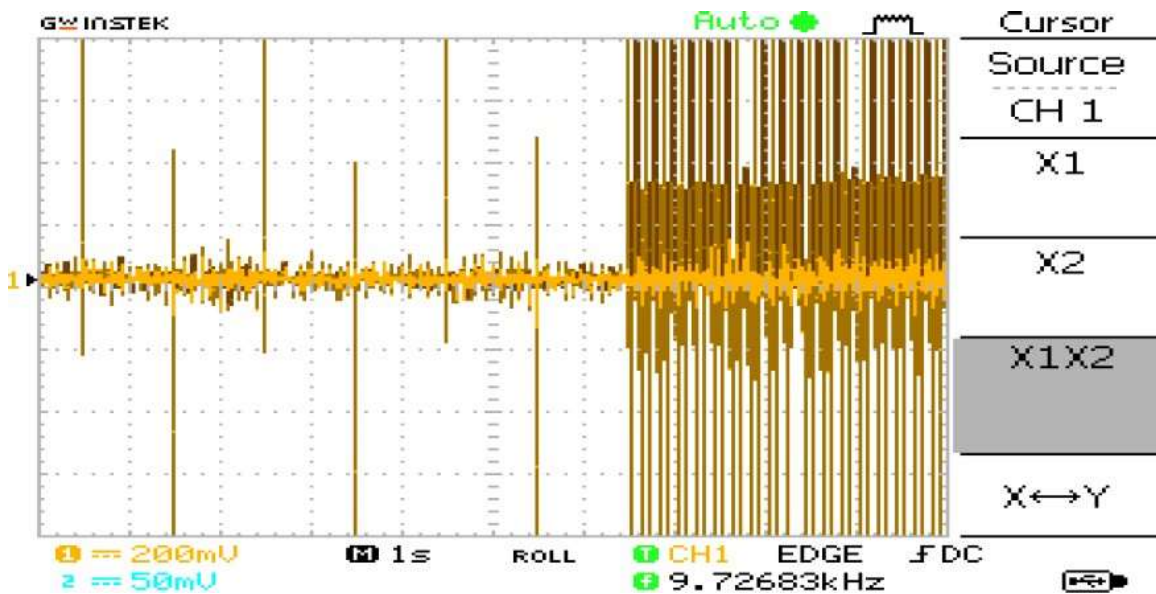


Fig. 4.5. Gráfica de tren de pulsos con el cambio de posición

4.1.2. Pruebas con EMG

Para hacer las pruebas, hay que considerar que la obtención de las señales electromiográficas puede tener variaciones, ya que suelen diferir por la ubicación de los electrodos (especialmente cuando son superficiales), el tipo de paciente (grosor de la piel, sensibilidad, edad), estado de ánimo del paciente. Por ello, los sistemas para clasificar las señales EMG deberán ser testados en varios sujetos.

Los movimientos elegidos para hacer las pruebas fueron flexión, extensión, pronación y supinación de la muñeca. (Figuras 4.6 y 4.7)

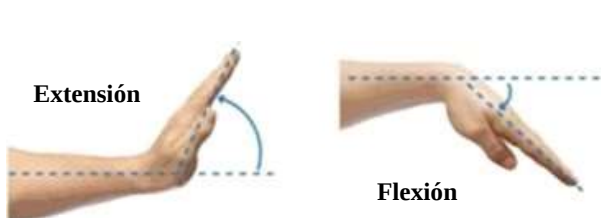


Fig. 4.6. Flexión y extensión de la muñeca



Fig. 4.7. Pronación y supinación de la muñeca

Durante el movimiento de flexión la contracción muscular es mayor que en el movimiento de extensión, en el que el músculo se relaja. Por esta razón, los valores que se obtienen en los canales tienen variaciones altas entre los movimientos mencionados. Los valores máximos registrados pueden observarse en la tabla 3.

Tabla 4.1. Valores registrados de los cuatro movimientos de la muñeca

	Movimiento	Canal	Valor pico
Voluntario 1	Flexión	1	3.425
		2	0.521
Voluntario 2	Flexión	1	4.254
		2	0.235
Voluntario 3	Flexión	1	3.541
		2	0.365
Voluntario 1	Extensión	1	0.654
		2	3.491
Voluntario 2	Extensión	1	0.254
		2	4.247
Voluntario 3	Extensión	1	0.254
		2	3.297
Voluntario 1	Pronación	1	2.896
		2	1.254
Voluntario 2	Pronación	1	2.365
		2	1.524
Voluntario 3	Pronación	1	2.759
		2	1.025
Voluntario 1	Supinación	1	1.354
		2	2.125
Voluntario 2	Supinación	1	1.618
		2	2.987
Voluntario 3	Supinación	1	1.607
		2	3.578

Los movimientos de pronación y supinación no presentan una variación tan amplia como la que existe entre flexión y extensión, ya que los movimientos son similares, solo que en diferentes direcciones.

Al obtener los valores anteriores, fue posible leer las señales durante la terapia de rehabilitación, para tener un parámetro de referencia objetivo acerca de lo que está ocurriendo con el músculo durante las sesiones de rehabilitación.

4.2. Resultados de los sistemas de estimulación multisensorial

4.2.1. Electroestimulador

La electroestimulación va de la mano con el goniómetro, ya que los trenes de pulso se activan cuando el usuario logra el ángulo que el terapeuta considera correcto, para la sesión de rehabilitación.

Los electrodos se colocaron en el antebrazo, de acuerdo con la literatura y la opinión del terapeuta. Debe mencionarse que estos puntos pueden variar ligeramente, de acuerdo a la morfología del paciente. También del tipo de elctroestimulador, del número de canales que tenga (dos o cuatro), como se ve en las Fig. 4. 8..

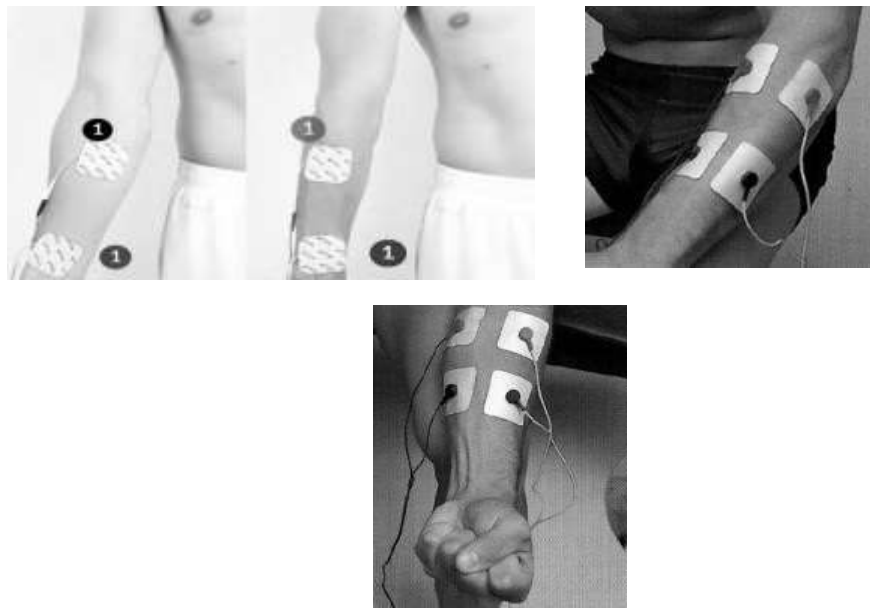


Fig. 4.8. Colocación de electrodos para terapia por tendinopatías.

Tabla 4.2. Pulsos para los tres ángulos de flexión

Angulo de flexión	Pulso en tiempo bajo (ms)	Pulso en tiempo en alto (ms)
45°	3000	3000
60°	100	100
80°	10	10

Una vez colocados los electrodos, se comenzó con los movimientos de la muñeca, en repeticiones de diez flexiones y extensiones con un descanso de cinco segundos. Previamente, el usuario realizó los mismos movimientos, sin ningún tipo de ayuda. El dolor no era intenso, pero sí lo suficientemente molesto durante las flexiones, por lo que no alcanzaba el ángulo deseado.

Al encenderse el sistema, el paciente sintió el hormigueo característico al recibir las corrientes. Comenzó a hacer de nuevo la terapia de forma normal, pero esta vez recibió trenes de pulso cuando alcanzaba el ángulo de 45 grados (como muestra la Tabla 4.2). De esta manera, el paciente refirió sentir menos dolor, incluso pudo superar un poco los 45 grados.

Al preguntarle el terapeuta cómo se había sentido, el paciente comentó que el alivio hizo una diferencia en la manera en que desarrollaba la terapia. El especialista siguió observando el desempeño del paciente. Cuando terminó el tiempo de los ejercicios, examinó el brazo, presionando algunos puntos de dolor. El paciente expresó no sentir dolor, sino una ligera incomodidad.

El terapeuta explicó que los trenes de pulso no solo ayudaron a reducir el dolor, sino que relajaron el músculo al principio, de este modo, el movimiento es más fácil de realizar.

Con el segundo paciente, se siguió el mismo protocolo: realizó ejercicios sin ayuda del sistema, y posteriormente se aplicaron los electrodos. El resultado fue similar al del primer paciente, excepto porque el segundo tenía dolor al flexionar los dedos medio y anular antes de la terapia. Al pedírsele que hiciera ese movimiento tras concluir con la sesión, comentó que sentía una molestia, sin embargo, podía flexionar mejor los dedos.

El médico especialista también probó el sistema, (Fig. 4.9) ya que debía conocer el funcionamiento del sistema antes de recomendar algún paciente para el experimento. Recomendó los mejores puntos para tratar tendinopatías, y también comentó que el sistema podría utilizarse en personas con lesiones en otras partes del cuerpo.



Fig. 4.9. Prueba con el terapeuta

Fig. 4.9. Aplicación de electrodos por el médico especialista

4.2.2. Sistema vibrotáctil

Para este sistema se usaron electrodos genéricos en parches. En las pruebas que se llevaron a cabo con esta parte, se colocó primero presión sobre el mismo, éste recupera su forma original. Esta característica es útil para probar la detección de colisiones y la realimentación táctil del guante.

En todo experimento de este tipo, el estado del paciente (físico y mental) puede afectar la experiencia durante la terapia. (Mihelj, Matja, Podobnik, 2012) Esto se debe, en primer lugar, a que un mayor número de estímulos sensoriales proporciona un estado superior de presencia mental. En segundo lugar, como explica Slater, "un sistema tecnológico más avanzado en términos de eficiencia y efectividad en la transmisión de información, automáticamente ofrece un mayor grado de inmersión física". (Slater, n.d.)

Las primeras pruebas se realizaron únicamente con encendido y apagado del sistema, a fin de corroborar que la vibración era perceptible en la piel, de manera cómoda y segura.

Sin embargo, las vibraciones no eran transferidas de manera óptima a la piel, pues eran atenuada por la misma estructura plástica (Fig. 4.10); esto se comprobó al hacer pruebas con un sujeto de prueba y se categorizo en una escala del 1 al 10 su percepción con el elemento vibratorio, recibiendo una calificación de 3, esta prueba se realizó varias veces en diferentes secciones del cuerpo, sin embargo, la respuesta ante los estímulos no cambio.

La prueba realizada se llevó a cabo con un individuo de 70Kg de 1.7m de altura con 54 años de edad, presenta diabetes e hipertensión.



Fig. 4.10. Prototipo del elemento vibratorio

Para el prototipo dos del elemento vibratorio se implementaron una mayor cantidad de vibradores en la estructura diseñada, buscando transferir mayor cantidad de vibraciones al cuerpo humano, aparte de la cantidad de vibradores, se dejó una parte de la estructura del motor directa a la piel

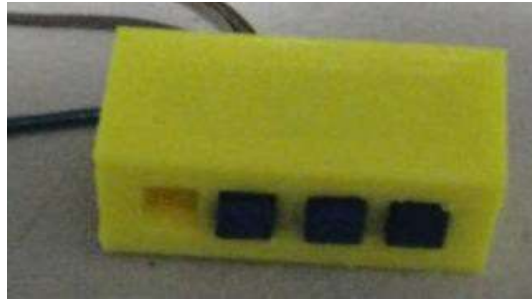


Fig. 4.11. Prototipo 2 del elemento vibratorio.

Para realizar el estudio de este elemento, se desarrolló la misma evaluación con el sujeto de prueba antes mencionado, teniendo en cuenta la escala del 1 al 10 para referirse a la percepción que tenía el individuo a las vibraciones, este dio una calificación de 7 después de aplicar las vibraciones en diversas partes del cuerpo.

Una vez establecido esto, se procedió a aplicar en los sujetos de prueba la estimulación vibrotáctil.

Estos fueron los seleccionados por el terapeuta, y se colocaron los vibradores en la mano derecha, en el dedo medio.

Sincronizado con el juego serio en ambiente de realidad virtual, el paciente usa el sentido del tacto, mediante el uso de la estimulación vibrotáctil.

Cuando el usuario logra esquivar uno de los objetos obstáculo del programa virtual, el procesamiento de la información recibe una señal, que devuelve en forma de una vibración en el dedo, de este modo, el paciente percibe como si tocara el objeto protagonista, lo que le da una mejor sensación de inmersión con el sistema.

Las señales vibrotáctiles permitieron que el paciente recibiera retroalimentación cuando hacía correctamente los movimientos necesarios, y de esta manera, tenía un marcador que le servía de guía durante la terapia.

4.3. Resultados de los sistemas de realidad virtual

Las terapias de rehabilitación suelen ser repetitivas y algo monótonas, especialmente para los niños, ya que los movimientos no varían en el proceso de la terapia. Adicionalmente, las salas de rehabilitación no tienen elementos atractivos visualmente, son lugares destinados a la recuperación de los pacientes, y sobre todo en las instituciones públicas, suelen carecer de estímulos visuales o auditivos.

De este modo, el contar con un juego para rehabilitación fue un elemento atractivo, ya que permitió llevar a cabo el proceso en una forma lúdica.

Para poder facilitar el uso del dispositivo de mano, se optó por colocar velcro en un guante deportivo, para que el usuario no tuviera que sujetarlo, principalmente, porque algunos pacientes no pueden sostenerlo por varios minutos debido a la lesión que presentan. (Fig. 4.12)



Fig. 4.12 Dispositivo de control adaptado al guante

Los resultados de los tres pacientes se muestran en la tabla 3. Aunque en esta tabla no aparecen los nombres, este dato es solicitado cuando se comienza con un registro nuevo.

Tabla 4.3. Características generales de los sujetos de prueba

Individuo	Sexo	Edad	Complexión	Tiempo total	Intentos
A	Masculino	17	Robusta	484 segundos	4
B	Masculino	19	Robusta	390 segundos	5
C	Masculino	24	Delgada	344 segundos	2

Resultados del paciente A

Al principio, este paciente no lograba comprender del todo el objetivo del juego, ya que estaba acostumbrado a manejar otro tipo de plataformas. Sin embargo, tras una primera práctica, logró tener un buen control de los elementos visuales.

Debido a que la lesión en la muñeca (esguince) no era grave, su recuperación llevó menos tiempo, solo necesitaba cinco sesiones de rehabilitación, de las cuales había cursado una. El tiempo que podía usar el juego fue creciendo, y sus movimientos eran más cortos, además, al estar inmerso en el ambiente virtual, olvidaba que había tenido dolor al realizar el calentamiento previo.

Los resultados del paciente A pueden ser observados en las Figuras 4.13 4.14 4.15, 4.16.

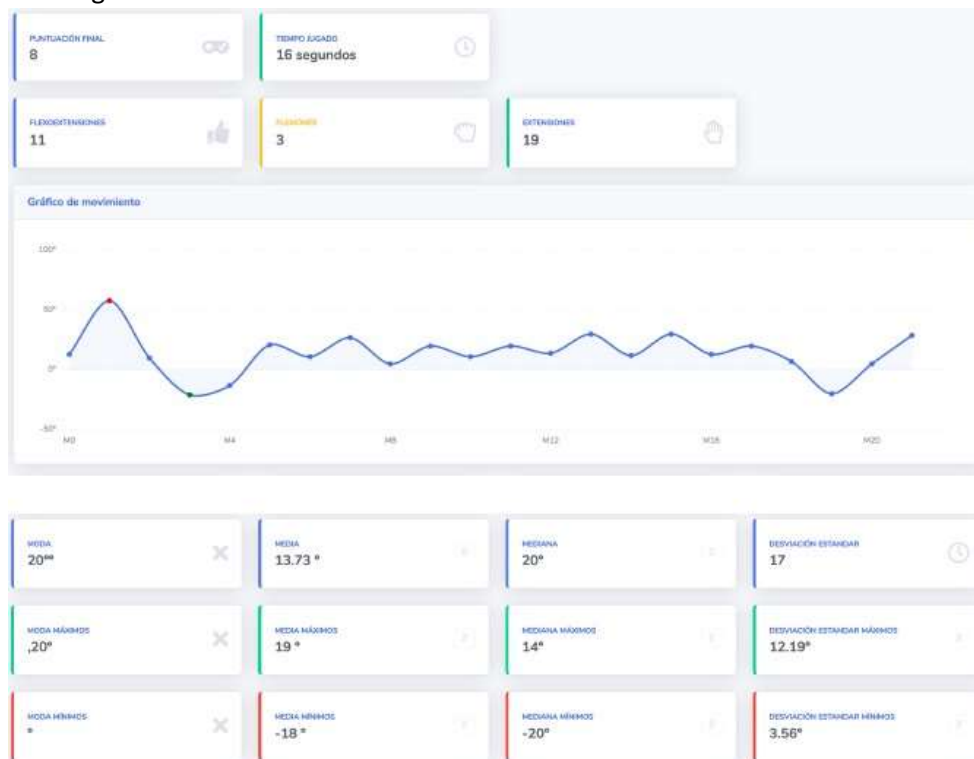


Fig. 4.13 Primera sesión del paciente A

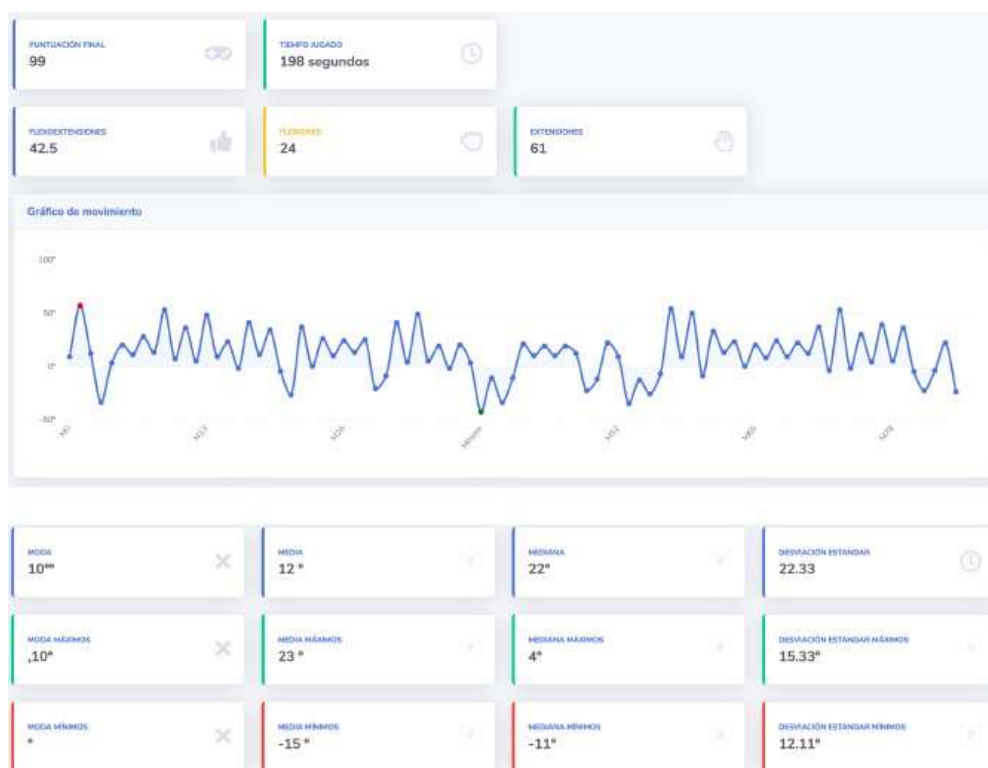
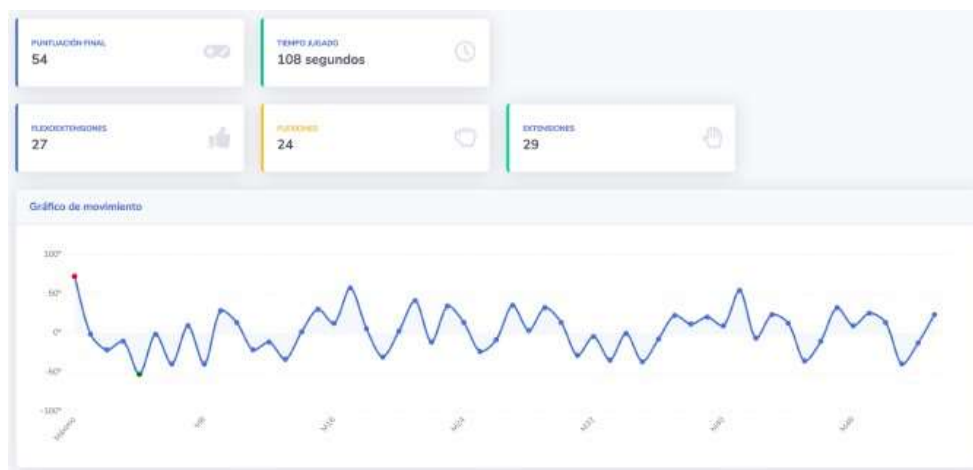


Fig. 4.14 Segunda sesión del paciente A



MODA 14°	MODA 3.17 *	MODIANA 36°	DEVIACIÓN ESTÁNDAR 27.13
MODA MÁXIMOS .14°	MODA MÁXIMOS 24 *	MODIANA MÁXIMOS 33°	DEVIACIÓN ESTÁNDAR MÁXIMOS 16.99°
MODA MÍNIMOS °	MODA MÍNIMOS -21 °	MODIANA MÍNIMOS -23°	DEVIACIÓN ESTÁNDAR MÍNIMOS 14.44°

Fig. 4.15 Tercera sesión del paciente A

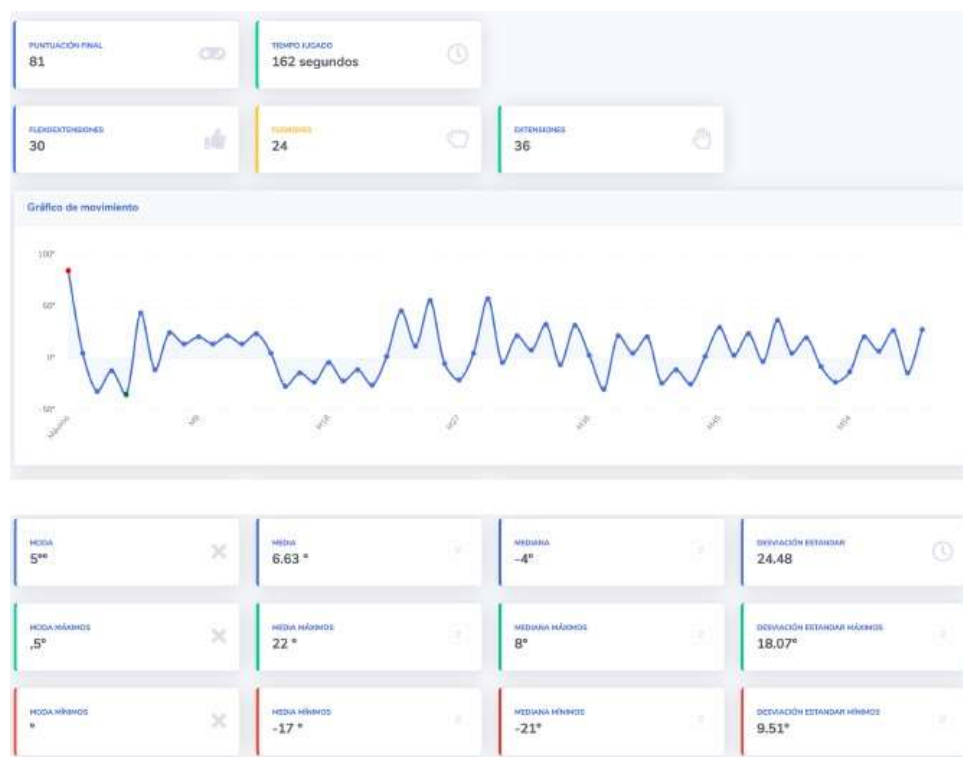


Fig. 4.16 Cuarta sesión del paciente A

Resultados del paciente B

La lesión de este paciente era una tendinitis, la terapia consistía en cinco sesiones de rehabilitación. Al principio se sentía un poco incómodo con el guante, pero logró adaptarse y jugar con soltura.

En las Figuras 4.17, 4.18, 4.19, 4.20 y 4.21, se observan los resultados obtenidos durante las sesiones.

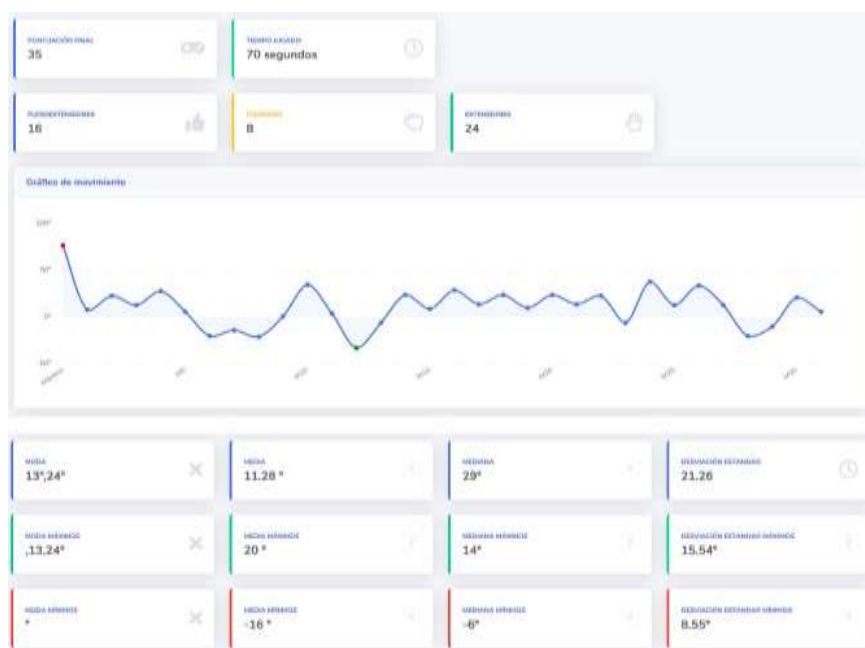


Fig. 4.17 Primera sesión del paciente B

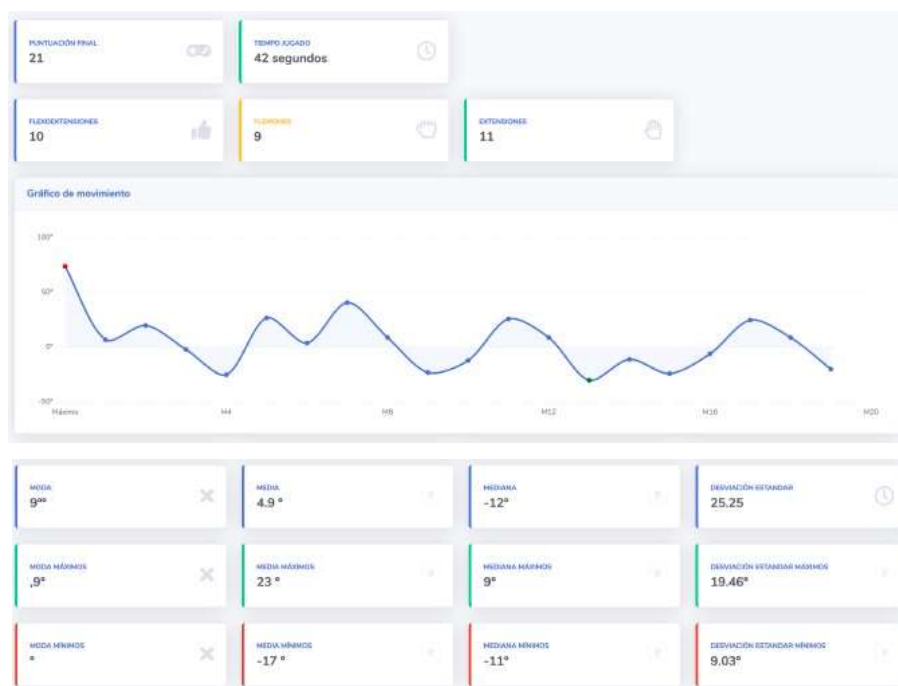


Fig. 4.18 Segunda sesión del paciente B

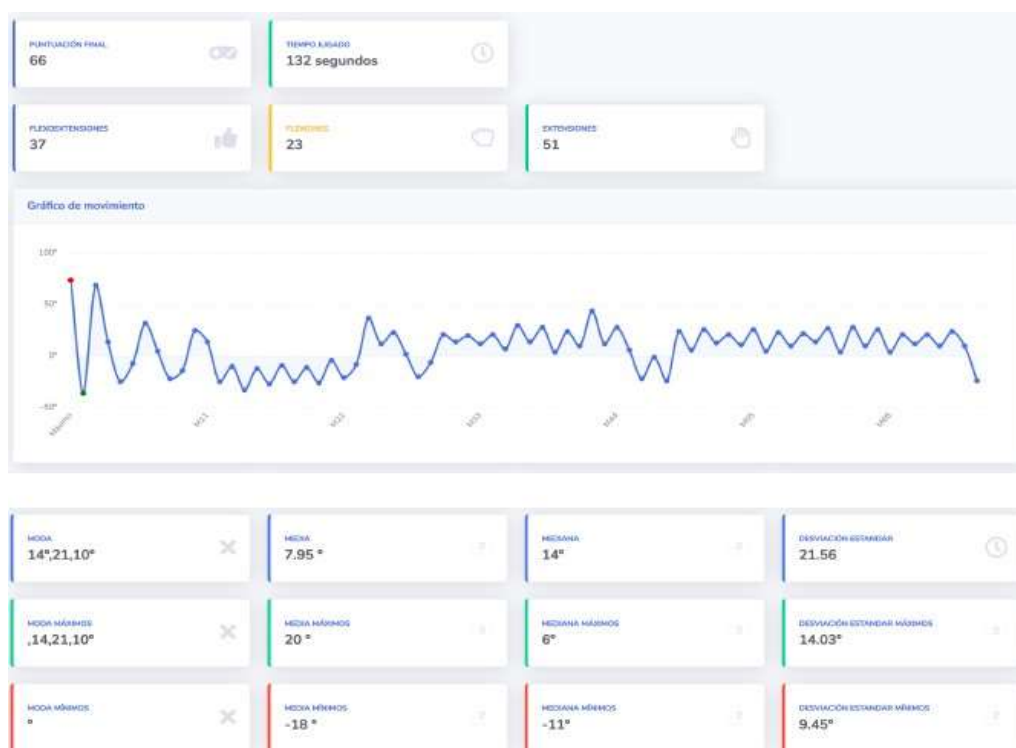


Fig. 4.19 Tercera sesión del paciente B

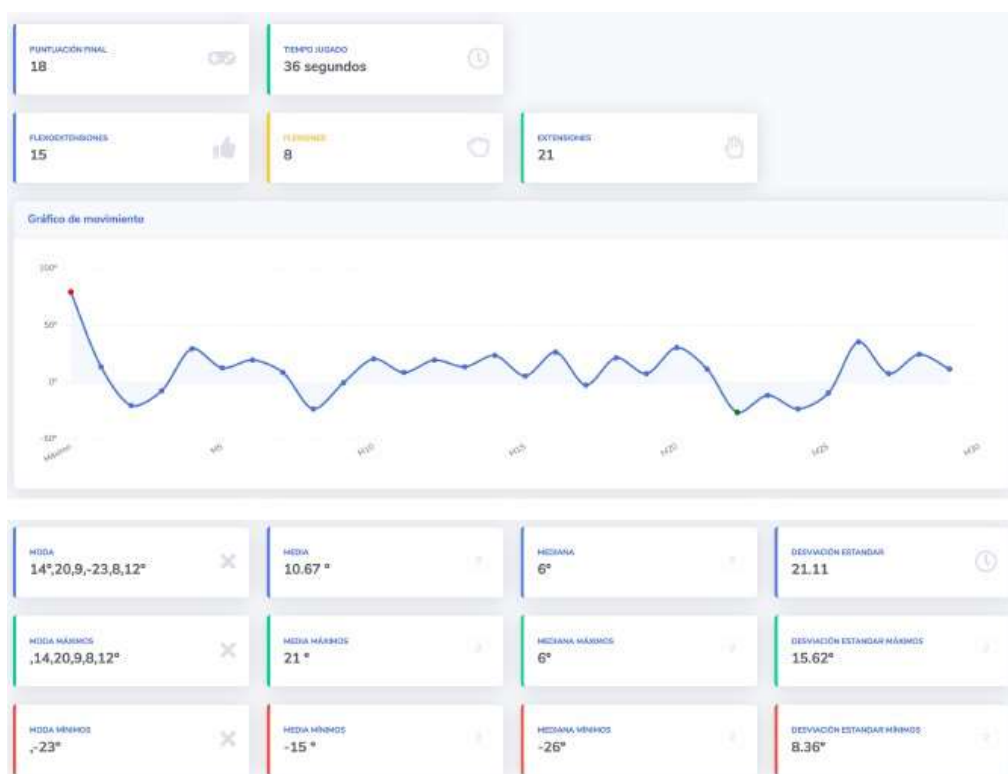


Fig. 4.20. Cuarta sesión del paciente B

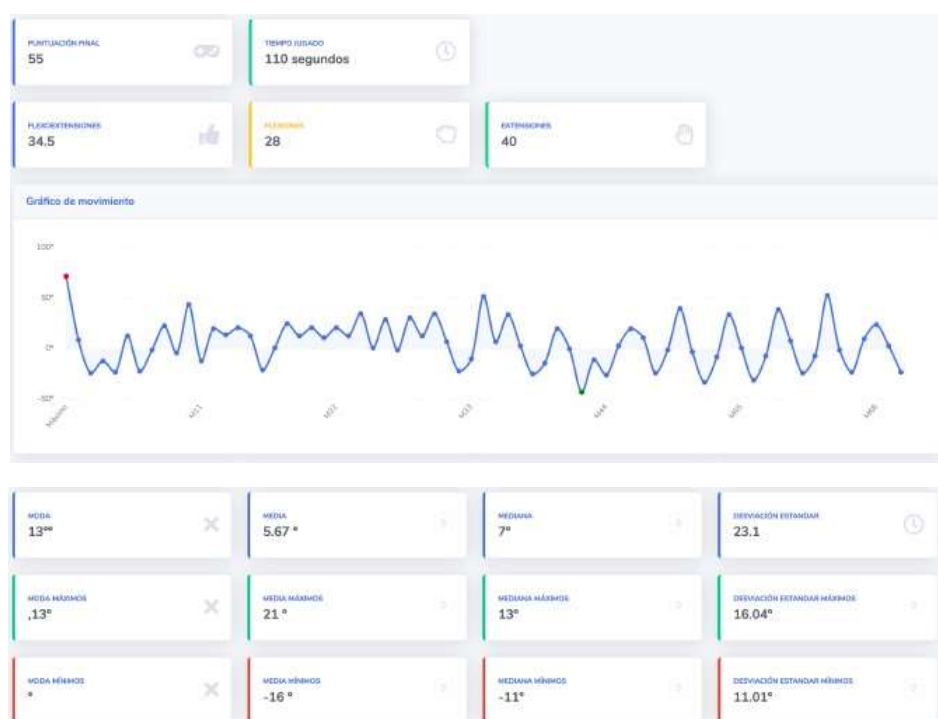


Fig. 4.21. Quinta sesión del paciente B

Resultados del paciente C

El paciente C tenía más destreza al utilizar el juego, y una comprensión rápida de lo que se le pedía. Al igual que el paciente B, se recuperaba de una tendinopatía. En este caso, las sesiones que restaban a su terapia eran dos, sin embargo, el especialista recomendó que probara el sistema.

Los resultados de las sesiones de este paciente pueden verse en las Figuras 4.22 y 4.23

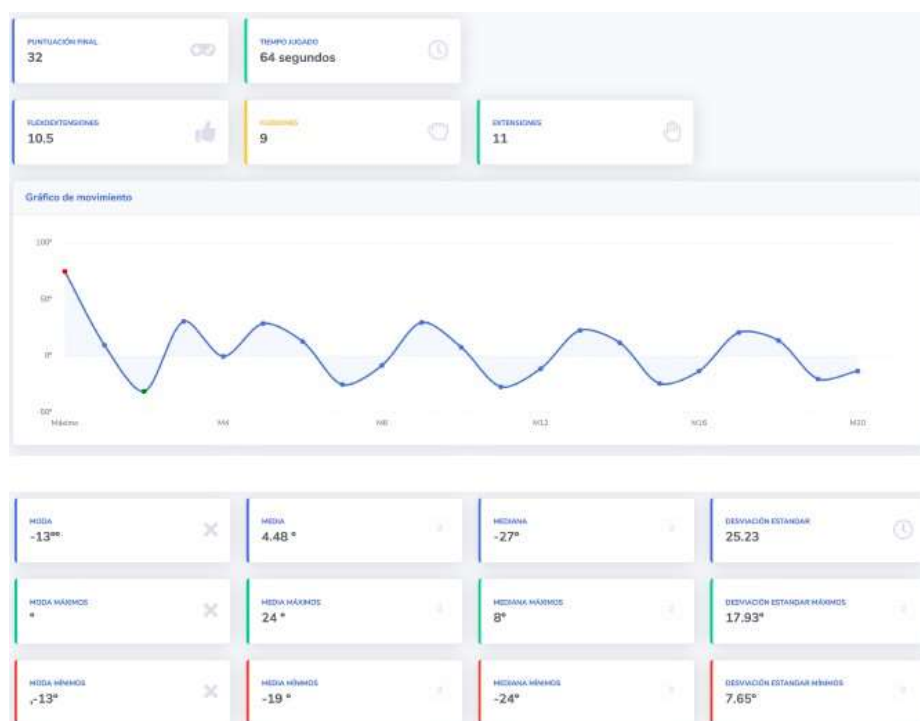


Fig. 4.22. Primera sesión del paciente C

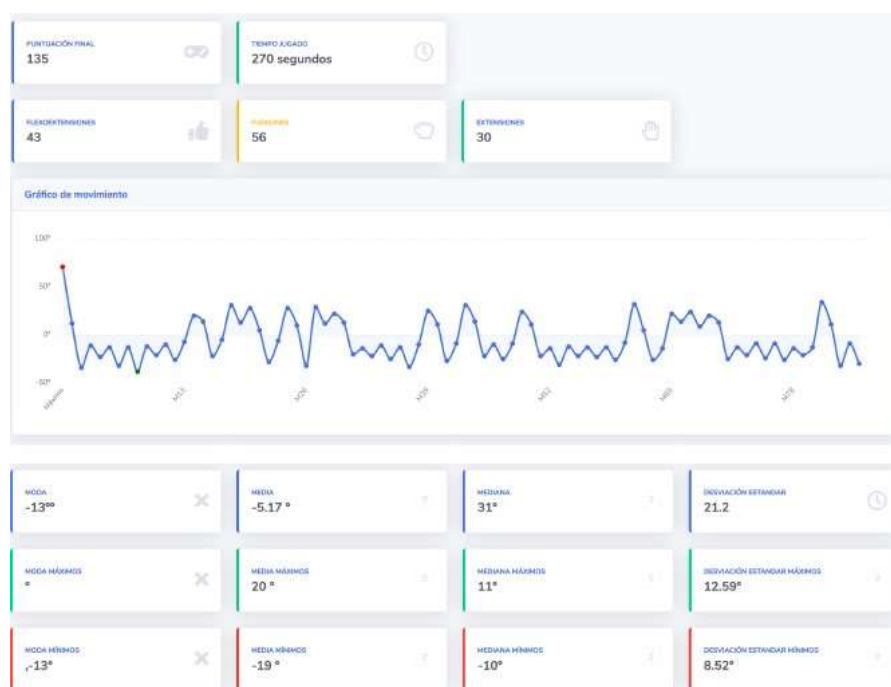


Fig. 4.23. Segunda sesión del paciente C

4.4. Resultados de casos de estudios

El paciente A fue quien logró mantener activo el juego mayor cantidad de tiempo, con un total de 484 segundos en 4 intentos. Hizo 75 flexo-extensiones, de las cuales, dedico mayor cantidad de movimientos a las extensiones con una media ubicada entre 19 grados a 24 grados. Durante los ejercicios, alcanzó un ángulo máximo de 85 grados, con un ángulo mínimo de -52 grados, al mismo tiempo, se observó que el músculo flexor-extensor emitía señales de distensión.

Refirió haber tenido una sensación de “ser tocado en la mano” al recibir las vibraciones durante el juego, y que el dolor disminuía con el uso del electroestimulador. Por otro lado, el estar utilizando el juego le ayudó a sentirse más relajado durante la terapia.

El especialista contrastó los movimientos observados en las sesiones con el sistema contra la sesión realizada sin el mismo. Dijo que el paciente A se había quejado de dolor y no lograba flexionar la muñeca de la forma en lo hizo utilizando el juego.

En cuanto al paciente B, realizó 72 flexo-extensiones en 390 segundos en 5 intentos, siendo mayor el número de las extensiones obteniendo una media entre 20 grados y 23 grados. Su ángulo máximo de 80 grados, el mínimo fue de -43 grados; el valor más frecuente fue 14 grados.

El paciente comentó que al principio sintió mareo con el juego, pero después de unos segundos desapareció, al igual que el calor que le producía el uso de lentes RV.

El dolor que le provocaba la tendinitis disminuyó con ayuda del electroestimulador, mientras la señal EMG mostraba el músculo menos rígido. La estimulación vibrotáctil ayudó a que se concentrara en el juego, ya que sentía “un toque” cada vez que flexionaba la mano. Cuando avanzó más en el juego, hubo un momento en que el dolor no se notó.

La opinión del especialista es que, al estar su atención enfocada en el objetivo del juego, el paciente olvidó la molestia que provocaban las flexiones. Aunado a lo anterior, la electroestimulación disminuía la espasticidad muscular.

El paciente C tenía un poco más de tiempo en terapia, por lo que el dolor era ligeramente menos fuerte. Tuvo un tiempo promedio de 344 segundos, tuvo mayor rendimiento considerando el número de intentos en el tiempo. Realizó en total 65 flexo-extensiones, con más flexiones de la muñeca. Logró una media de ángulo de 22 grados, con un ángulo máximo de 75 grados y un mínimo de -31 grados; el ángulo alcanzado en mayor cantidad fue -13 grados para los ángulos mínimos.

Este paciente podía mover con más amplitud la muñeca, por lo que le era complicado al principio comprender la sensibilidad del dispositivo.

La tendinopatía del paciente C mostró a través de la señal EMG una espasticidad que disminuyó al recibir los pulsos del electroestimulador. En cuanto a la estimulación vibrotáctil, dijo sentir que estaba tocando la patrulla del juego. En un punto de la actividad, también dejó de sentir la molestia de la lesión.

El especialista informó que este paciente tuvo una caída, a causa de la cual, el brazo quedó lastimado, por lo que no era la primera vez que el paciente C asistía a terapia. Al contrario de las ocasiones anteriores, en estas sesiones no se quejó tanto del dolor, y realizó la terapia dentro del tiempo establecido, ya que en las otras sesiones prefería terminar unos minutos antes.

Capítulo 5 Conclusiones

5.1 Conclusiones

En el campo de la rehabilitación neuromotriz hay mucho camino que recorrer. Gracias al desarrollo tecnológico, hay un futuro promisorio para quienes requieren, o requerirán, tratamientos más efectivos.

La combinación de estímulos permite que una terapia de rehabilitación no solo sea más efectiva, sino más interesante e incluso divertida, haciendo que el paciente se vea inmerso en una experiencia agradable, que le hace sentir más relajado y con menos dolor.

El uso de la electromiografía permite obtener de manera más objetiva una lectura sobre lo que ocurre con los músculos antes y después de una terapia, pudiendo establecer así una estrategia de acción para corregir o mejorar las sesiones.

La combinación de la electroestimulación con la goniometría tiene el doble beneficio de la reducción del dolor mientras ayuda a mantener la fuerza muscular y a enviar señales al cerebro para que las respuestas neuroquímicas permitan reconstruir cadenas de neuronas del sistema nervioso, y así obtener una mejor recuperación.

Adicionalmente a esto, la realidad virtual junto con los estímulos táctiles, permiten tener una sensación más real en el usuario del sistema, lo que da lugar a la posibilidad de “engañar” al cerebro, para estimular la neuroplasticidad y recobrar o crear la sinapsis entre las neuronas del cerebro.

De este modo, el sistema logra convertirse en una herramienta de utilidad para la rehabilitación neuromotriz, haciendo uso de herramientas tecnológicas, que benefician al paciente.

5.2 Trabajo a futuro

En cuanto al trabajo a futuro con el presente trabajo, hay varias líneas que pueden desarrollarse.

El sistema es susceptible de adaptarse tanto en miembros superiores como en miembros inferiores, por lo que se pueden establecer nuevas terapias para personas que tengan lesiones de tobillo, rodilla, cintura. Esto implica la creación de nuevos juegos serios, la utilización de trenes de pulso no considerados en este trabajo, una nueva programación para los juegos.

De igual forma, se puede adaptar para rehabilitación infantil, construyendo juegos con temáticas lúdicas o con objetos más llamativos.

Puede incorporarse estimulación auditiva, mediante música o sonidos que ocurran durante determinados eventos en el juego, que, junto con los demás estímulos, refuercen la experiencia del paciente.

Otro aspecto a del trabajo a futuro, es adaptar la vibración táctil en un guante, colocando los motores para que estimulen la mano del usuario en diferentes puntos, para dar una sensación más realista al juego serio.

Las posibilidades son amplias, sirva este trabajo como precedente para el desarrollo de mejores herramientas que permitan una rehabilitación integral y eficaz.

REFERENCIAS

AGUILAR, L. C. (2001). Traumatismos y tendinitis de las extremidades superiores. *Offarm*, 20(9), 72–81.

Aparicio, J. J. (2010). Termoterapia.

Armero, P., Pulido, I., & Gómez, D. (2015). Seguimiento en Atención Primaria del niño con parálisis cerebral. *Pediatr Integral*, 19(8), 548–555.

Chiel, H. J., & Beer, R. D. (1997). The brain has a body: adaptive behavior emerges from interactions of nervous system, body and environment. *Trends in Neurosciences* (ISSN: 0166-2236), 20(12), 553–557. [https://doi.org/10.1016/S0166-2236\(97\)01149-1](https://doi.org/10.1016/S0166-2236(97)01149-1)

Fernández, A., José-Salinas, P., & Monzón Rangel, Y. (2011). Valoración de discapacidad en parálisis cerebral infantil posterior a tratamiento fisiátrico integral. *MedULA: Revista de La Facultad de Medicina*, 1, 51–60.

Garrote, A., & Bonet, R. (2003). Lesiones traumáticas de extremidades inferiores. *Offarm*, 22(7), 52–58.

Guzman-Muñoz, E., & Mendez-Rebolledo, G. (2018). Electromiografía en las Ciencias de la Rehabilitación Electromyography in the Rehabilitation Sciences. *Salud Uninorte*, 34(3), 753–765.

Hing, W., Lopes, J., Hume, P. A., & Reid, D. A. (2011). Comparison of multimodal physiotherapy and “R.I.C.E.” self-treatment for early management of ankle sprains. *New Zealand Journal of Physiotherapy* (ISSN: 0303-7193), 39(1), 13–19.

Hogan, A. L. & K. (2000). The Use and Abuse of Models of Disability. *Disability Society*, 15(1), 157–165.

INEGI. (2013). *Clasificación de Tipo de Discapacidad*. México. Retrieved from www.inegi.org.mx/Fest/contenidos/proyectos/aspectosmetodologicos/ClasificadoresyCatalogos/default.aspx?file%3D%2Fcontenidos/proyectos/aspectosmetodologicos/clasificadoresycatalogos/doc/clasificacion_de_tipo_de_discapacidad.pdf&ei=9uRyVJ7kN9ejyASdnIGgBg&usg=AFQjCNHi0fiKQYsTeZ5HjaN4JkOpKcs62Q&sig2=vCd--X_IqUM8bRmTh1prlw&bvm=bv.80185997,d.aWw

Johansson, B. (2011). Current trends in stroke rehabilitation. A review with focus on brain plasticity. *Acta Neurol Scand*, 123(1), 147–159.

Lafuente, R., Belda, J. M., Sanchez-Lacuesta, J., Soler, C., Poveda, R., & Prat, J. (2000). Quantitative assessment of gait deviation: contribution to the objective measurement of disability. *Gait & Posture* (ISSN: 0966-6362), 11(3), 191–198. article. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(00\)00044-8](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(00)00044-8)

OMS. (2011). *Informe mundial la discapacidad*. (OMS, Ed.) (ISBN 978 9). Ginebra, Suiza: Biblioteca de la OMS. Retrieved from www.who.int

OMS, Dr. B. O. A. Adebajo, et al. (1969). *WHO_TRS_419_spa.pdf*.

Pérez Dalmeda, M. E., & Chhabra, G. (2019). Modelos teóricos de discapacidad: un seguimiento del desarrollo histórico del concepto de discapacidad en las últimas cinco décadas. *Revista Española de Discapacidad*, 7(1), 7–27. <https://doi.org/10.5569/2340-5104.07.01.01>

Poeta, L., & Rosa-Neto, F. (2007). Evaluación motora en escolares con indicadores del trastorno por déficit de atención/hiperactividad. *REV NEUROL*, 44(3), 146–149.

STPS. (2012). *Información sobre Accidentes y Enfermedades de Trabajo Nacional 2003-2012*. México. Retrieved from [http://www.stps.gob.mx/bp/secciones/dgsst/estadisticas/Nacional 2003-2012.pdf](http://www.stps.gob.mx/bp/secciones/dgsst/estadisticas/Nacional%202003-2012.pdf)

Villafaña, J. de J. (2009). *EVALUACIÓN DE LA EFECTIVIDAD DE LA CRIOTERAPIA A CUERPO ENTERO EN EL TRATAMIENTO DEL DOLOR DE LUMBALGIA CRÓNICA*.

Vocat, R., Staub, F., Stroppini, T., & Vuilleumier, P. (2010). Anosognosia for hemiplegia: A clinical-anatomical prospective study. *Brain*, 133(12), 3578–3597. <https://doi.org/10.1093/brain/awq297>

WHO. (2020). Organización Mundial de la Salud sitio oficial.

Cho, H. L. B. K. I.-J. (2016). Design Improvement of a Polymer-Based Tendon-Driven Wearable Robotic Hand (Exo-Glove Poly). *Wearable Robotics: Challenges and Trends*. https://doi.org/https://doi.org/10.1007/978-3-319-46532-6_16

Deutsch, J., Sciences, M., & McCoy, S. W. (2018). Virtual reality and serious games in neurorehabilitation of children and adults: Prevention, plasticity and participation. *Pediatr Phys Ther*, 29, S23–S36. <https://doi.org/10.1097/PEP.0000000000000387>. Virtual

Fernández-Aranda, F., Jiménez-Murcia, S., Santamaría, J. J., Gunnard, K., Soto, A., Kalapanidas, E., . . . Granero, R. (2012). Video games as a complementary therapy tool in mental disorders: PlayMancer, a European multicentre study. *Journal of Mental Health*, 21, 364–374.

Fischer, Antonio, et al. (2020). Serious game for locomotor rehabilitation of hemiparetic stroke patients, 15–25.

Llorente D. Lorena, D. . R. C. K. (2014). EXPERIENCIA DE LA TERAPIA CON LOKOMAT EN PACIENTES PORTADORES DE PARÁLISIS CEREBRAL Y SÍNDROMES ATÁXICOS, INSTITUTO DE REHABILITACIÓN INFANTIL TELETÓN. *Revista Médica Clínica Las Condes*, 25(2), 249–254. [https://doi.org/10.1016/S0716-8640\(14\)70035-5](https://doi.org/10.1016/S0716-8640(14)70035-5)

M.C., H. (2017). A meta-analysis and systematic literature review of virtual reality rehabilitation programs. *Computers in Human Behavior*, 70, 317–327. <https://doi.org/10.1016/j.chb.2017.01.013>

Regalón^{1*}, J. A. L., & Céspedes¹, I. M. (2019). Los juegos serios en el entrenamiento y la rehabilitación cognitiva. *Revista Cubana de Informática Médica*, 140– 157.

Wan-Chen Lee, Miriam C. Reyes-Fernández, Rubén Posada-Gómez, Ulises Juárez-Martínez, Albino Martínez-Sibaja, G. A.-H. (2016). Using health games for rehabilitation of patients with infantile cerebral palsy. *Journal of Physical Therapy Science*, 28. <https://doi.org/https://doi.org/10.1589/jpts.28.2293>

Mihelj, Matja, Podobnik, J. (2012). *Haptics for Virtual Reality and Teleoperation*.

Slater, M. (n.d.). A Note on Presence Terminology. *Emotion*, 1–5.

Research Article

Wrist EMG Monitoring Using Neural Networks Techniques

Miriam Cristina Reyes-Fernandez ¹, Rubén Posada-Gomez ¹, Albino Martinez-Sibaja ¹,
Alberto A. Aguilar-Lasserre ¹ and J. J. Agustín Flores Cuautle ²

¹Tecnológico Nacional de México, Instituto Tecnológico de Orizaba, Orizaba, Veracruz, Mexico

²CONACYT/Instituto Tecnológico de Orizaba, Orizaba, Veracruz, Mexico

Correspondence should be addressed to J. J. Agustín Flores Cuautle; jflores_cuautle@hotmail.com

Received 11 July 2023; Revised 26 January 2024; Accepted 7 February 2024; Published 16 February 2024

Academic Editor: Stelios M. Potirakis

Copyright © 2024 Miriam Cristina Reyes-Fernandez et al. This is an open access article distributed under the Creative Commons Attribution License, which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

In rehabilitation, the correct performance of the exercises the specialist prescribes wrist movement is crucial. However, this may have the disadvantage of the patient's subjectivity. Moreover, recent studies show that feedback through electrostimulation devices is beneficial during the process that leads to neuromotor rehabilitation. Besides, the electromyographic (EMG) signals give information about the actual degree of rehabilitation. This work examines whether temporal features can be used to classify wrist movements using back-propagation artificial neural networks and superficial EMG (sEMG) signals. The data for the evaluation were based on the information acquired from sEMG signals of two forearm muscles: the flexor carpi ulnaris (FCU) and the brachioradialis (B). These sEMG signals were analyzed to find the most critical parameters for classifying the wrist's movement and to configure a multilayer perceptron (MLP) capable of classifying such movements.

1. Introduction

As the number of people with impairments increases globally, rehabilitation research is becoming more prevalent. Virtual and augmented reality has recently been applied to medical rehabilitation [1]; scientific tests have proven the effectiveness of this type of system for the recovery of people with disabilities.

Disability has a personal and social effect since it influences the patient's family and community. The economic and public health effects of disability are also significant. As the number of people with impairments continues to rise globally, the importance of rehabilitation research becomes more apparent. Virtual and augmented reality technology has emerged as a promising tool in medical rehabilitation, with scientific studies confirming its effectiveness in aiding the recovery of individuals with disabilities. The impact of disability extends beyond the individual, affecting their families and communities personally and socially. Moreover, the economic and public health implications of disability are substantial. Therefore, it is crucial to continue exploring innovative approaches like virtual and augmented reality;

disabled people are disproportionately impacted by the COVID-19 pandemic [2].

According to the World Health Organization (WHO), around 15% of the global population lives with some disability, which amounts to over 1 billion individuals. Up to 190 million people, or 15% of the disabled population worldwide, are aged 15 or older [3]. Around 4.9% of the population in Mexico is handicapped [4]. According to the data, there are six forms of impairment, with motor disability being the most prevalent (Figure 1). The total percentages in Figure 1 may be more than 100% since a single individual may have several disabilities [2].

The upper limb is among the most demanding motor impairments due to its impact on everyday living; these difficulties may make writing, lifting, or holding objects difficult. Due to the plethora of duties associated with this body part, the hand merits special care, and office-related labor is primarily to blame for the rise in wrist disorders. The articulation of the wrist is crucial for performing hand and finger motions. In fine motor disabilities [5], the inaccuracy of upper limb movements is caused by a lack of strength and coordination; being the hand the most adaptable and

CURRENT ISSUE

An Interactive System for Fine Motor Rehabilitation

Ruben Posada-Gómez, PhD, Roberto A. Montaña-Murillo, MSc, Albino Martínez-Sibaja, PhD, Giner Alor-Hernández, PhD, Alberto A. Aguilar-Lasserre, PhD, & Miriam C. Reyes-Fernández, BSc

Abstract

Purpose: One of the most important aspects in neuromotor rehabilitation is the need of feedback for patients. The rehabilitation system's efficiency relies on the therapist's judgment; the therapist tells the patient whether he/she is performing the exercises correctly. This process may be quite subjective, because it depends on the therapist's personal opinion. On the other hand, recent studies have shown that vibrotactile biofeedback can improve the effectiveness of interaction as it is a very helpful tool in the physiological process of neuromotor rehabilitation.

Design: We designed an interactive system focused on rehabilitation of the upper limbs using active markers and image processing, which consists of drawing activities in both augment and virtual reality.

Methods: The system gives the user a correction through multimodal stimuli feedback (vibrotactile, visual, and sound stimulus) and force measurement to let the patients know if they are not achieving the tasks' goals.

Findings: The developed system could be used by nursing assistants to better help patients. The purpose of this system was assisting patients with injuries in shoulders, elbows, or wrists, providing an audio-vibrotactile feedback as a factor of correction in the movements of the patient. To examine our system, 11 participants were asked to participate in an experiment where they performed activities focused to strengthen their fine motor movements.

Conclusions and Clinical Relevance: Results showed that patients' fine motor skills improved 10% on average by comparing their error rates throughout the sessions.

Keywords: Rehabilitation; interactive system; virtual reality; fine motor rehabilitation.

Rehabilitation research is becoming more common because of the increase in people with disabilities in the world and recent technological advances. Virtual and augmented reality are gaining popularity in the rehabilitation field, as many researchers have explored a wide variety of studies to test the efficiency of rehabilitation virtual systems focused to help people with disabilities by employing interactive tasks (Ma, Jain, & Anderson, 2014).

In fine motor disabilities (Himmelman et al., 2006), there is a limitation to use the upper limbs accurately and lack of strength and coordination, especially in the hand, is very common. This causes complications because the hand

is an indispensable tool in everyday life to perform basic movements. This work aims to create a support tool for people with fine motor disabilities to perform rehabilitation exercises in an entertaining and efficient way, making use of a wireless stylus with audio-visual-tactile feedback that is capable to emit beneficial correcting stimulus for patient recovery. At the start of treatments, patients frequently require help by a nurse. It is important that healthcare professionals are aware of alternatives for early rehabilitation. Such alternative can make therapy time more efficient, as this system promotes exercises that can be done independently by the patient.

Disability affects not only the individual but also the family and the community of which it is part, the social and economic dimensions, and as well its public health consequences acquire another magnitude. People with disabilities not only are physically limited in their functions (which results in a deficit in the performance of their activities) but also in their socioeconomic, educational, and cultural development.

Relevance of Interactive Systems for Rehabilitation Nursing Practice

Because nursing is focused on improving patients' health, it is important that professionals in this area can be aware

Correspondence: Ruben Posada-Gómez, Division of Research and Postgraduate Studies, Instituto Tecnológico de Orizaba, Av. Oriente 8, 852, Col Emiliano Zapata C.P. Orizaba 94320, México. E-mail: pgruben@yahoo.com

Division of Research and Postgraduate Studies, Instituto Tecnológico de Orizaba, Orizaba, México

Accepted July 27, 2018.

Copyright © 2018 Association of Rehabilitation Nurses.

Cite this article as:

Posada-Gómez, R., Montaña-Murillo, R. A., Martínez-Sibaja, A., Alor-Hernández, G., Aguilar-Lasserre, A. A., & Reyes-Fernández, M. C. (2018). An interactive system for fine motor rehabilitation. *Rehabilitation Nursing*, 43(2), 116-124. doi: 10.1002/rn.299

Análisis de los efectos de las vibraciones

J.A. Ramirez Guapillo^{1*}, R. Posada Gomez², A. Martínez Sibaja², A. Flores Cuautle³, M. C. Reyes Fernandez³

¹ Alumno de la Maestría en Ingeniería Electrónica, Tecnológico Nacional de México/I.T. Orizaba Oriente 9, Emiliano Zapata, 94320 Orizaba Veracruz, México

² División de Estudios de Posgrado en Investigación, Maestría en Ingeniería Electrónica, Tecnológico Nacional de México/I.T. Orizaba Oriente 9, Emiliano Zapata, 94320 Orizaba Veracruz, México.

³ Tecnológico Nacional de México/CRODE de Orizaba calle 2 S/N, agrícola librado rivera, 94380, Orizaba Veracruz México.

e-mail: JesusAlejandroRG96@hotmail.com, ruben.pg@crodeorizaba.tecnm.mx, albino3_mx@yahoo.com, jfloresc@orizaba.tecnm.mx, morefer@gmail.com.

Área de participación: Ingeniería Industrial

Resumen

En este artículo se realiza un análisis sobre las vibraciones que generan diferentes efectos en el cuerpo humano; ya sea de manera directa o indirecta las vibraciones que rodean de manera constante en diversas intensidades. Diferentes estudios demuestran sus efectos tanto positivos como negativos e indagan la manera de como aprovecharlas para la salud, el entrenamiento y evitar daños en los ambientes laborales en donde se encuentre maquinaria pesada, así lo define la ISO 2631 y 5359, en donde se indica que la vibración puede generar un daño en el cuerpo humano debido a prolongados períodos de exposición. Las vibraciones pueden generar de manera positiva el efecto de analgesia en el cuerpo humano ante el dolor, con el objetivo de mitigarlo y de manera negativa pueden generar hasta lesiones osteoarticulares, la finalidad de este trabajo es explorar las características de las vibraciones y sus efectos en el ambiente laboral.

Palabras clave: Dolor, Vibración, efectos, analgesia.

Abstract

This paper considers the use of vibrations to generate different effects in the human body; Either directly or indirectly the vibrations surround us constantly in various intensities. Different studies show both, positive and negative effects and investigate how to take advantage of them for health, training and avoid damage in work environments where heavy machinery is found, in ISO 2631 and 5349 shows that vibration can damage the body due to prolonged periods of exposure. Vibrations can positively generate the analgesic effect on the human body in the face of pain in order to mitigate it and in a negative way can even generate osteoarticular injuries, the purpose of this work is to explore the characteristics of vibrations.

Key words: Pain, vibration, effects, analgesia

Introducción

Las vibraciones se han presentado como elementos significativos en diversos tópicos cotidianos como en lo laboral y en lo social, uno de los mas importantes es su implementación en base a sus propiedades de analgesia enfocado a la reducción del dolor y en los beneficios que pueden generar en el entrenamiento físico, apoyando al crecimiento muscular y de fuerza[1]. Sin embargo, las vibraciones también pueden presentar efectos negativos en diversos grados de intensidad.

El origen de las vibraciones aplicadas al ser humano, se remonta a 1880, en donde el científico neurólogo francés, Jean-Martin Charcot observó en los pacientes que sufrían Mal de Parkinson una reducción en su temblor después de una cabalgata a caballo. Aparte de esto, se desarrolló el primer

Desarrollo de un electroestimulador para terapias activas en rehabilitación de pacientes con esguince de tobillo.

Miriam C. Reyes-Fernández¹, Rubén Posada-Gómez², Albino Martínez Sibaja³, J. David Valdivia-Ríos⁴, Alberto A. Aguilar-Laserre⁵

Instituto Tecnológico de Orizaba, Departamento de Posgrado e Investigación, Ote. 9 No.852, Col. Emiliano Zapata, CP.94300, Orizaba, Veracruz, México. (272) 72.5.70.56

e-mail: mcrefer@gmail.com¹, rposada@itorizaba.edu.mx², albino3_mx@yahoo.com³,
jesusdavidvaldivia@gmail.com⁴, albertoaal@hotmail.com⁵

Resumen—La rehabilitación es de suma importancia para que una persona pueda recuperar su vida normal, sin dolor ni consecuencias físicas, o, en el caso de personas con discapacidad permanente, para ayudar a integrar al paciente el entorno familiar y en el social, por otro lado, el esguince del tobillo es una de las lesiones que más comúnmente se presentan afectando la marcha natural de los pacientes. La rehabilitación aprovecha de manera importante los avances tecnológicos, en la adopción de herramientas que pueden ser empleadas durante las sesiones de rehabilitación, buscando lograr tratamientos más efectivos con un menor tiempo de recuperación por parte de los pacientes. En este trabajo se presenta el desarrollo de un electroestimulador para su uso en rehabilitación del esguince de tobillo durante las sesiones de rehabilitación activa. Los resultados obtenidos, muestran una reducción en los tiempos de rehabilitación y en el número de sesiones requeridas para efectuar la rehabilitación.

Palabras Clave—Rehabilitación motriz, terapias combinadas, electroestimulación, esguince de tobillo.

Abstract— Rehabilitation is extremely important for a person to regain his normal life, without pain or physical consequences; for people with permanent disability, it helps to integrate the patient into the family and social environment. Rehabilitation takes advantage of important technological advances in the adoption of tools that can be used during rehabilitation sessions, seeking to achieve more effective treatments with a shorter recovery time by patients. This work presents the development of an electrostimulator for use in rehabilitation of ankle sprain during active rehabilitation sessions. The results show a reduction in rehabilitation times and the number of sessions required to perform the rehabilitation.

Keywords— Motor rehabilitation, combined therapies, electrostimulation, ankle sprain.

1. INTRODUCCION

A lo largo del tiempo de vida, una persona puede sufrir percances que pueden o no ser graves, tales como accidentes, enfermedades, etc., algunos de los cuales pueden producir una discapacidad temporal o permanente.

La capacidad de moverse por sí mismo, de ser independiente, de realizar actividades sin requerir ayuda de terceros, es muy importante para el desarrollo del ser humano [1]; los efectos de la reducción en las capacidades motrices, impactan independientemente de la edad del paciente, así, un niño que ve limitada su capacidad de movimiento también ve reducida la capacidad de respuesta ante estímulos externos, así como la motivación para realizar acciones o tareas y esto, a su vez, puedes llevar al sentimiento de frustración [2]; por otro lado los adultos que sufren de algún evento en el que por un accidente o enfermedad ven reducidas sus capacidades motrices, tienen un impacto directo tanto en el aspecto económico por la pérdida de horas laborales y los tratamientos requeridos, como social y de otras índoles.

Adicionalmente, es común que se tenga carencias en cuanto a mecanismos de apoyo para las personas con algún tipo de discapacidad, creando un aislamiento en el entorno que, lejos de ayudar a la integración de los pacientes, es perjudicial para su salud mental y emocional.

Dentro del sector correspondiente a la población en edad económicamente activa, la situación se ve recrudecida por la falta de oportunidades laborales, lo que ocasiona que muchas veces, las personas discapacitadas sean personas que viven en extrema pobreza, viviendo de la caridad, sin acceso a servicios de salud, y menos, a terapias de rehabilitación, que les permitan llevar una mejor calidad de vida.

Las discapacidades permanentes requieren de una rehabilitación integral, para que la persona pueda integrarse en los entornos familiar, laboral, social. Según el censo 2010 [3], en México existen 5,739,270 personas con algún tipo de discapacidad, siendo la discapacidad motriz la que ocupa el primer lugar (Ver, Fig. 1).



XVI Congreso Nacional de
Ingeniería Electrónica y de Sistemas
CNIES 2017
13-17 de Noviembre del 2017



A nombre del comité técnico revisor del
XVI Congreso Nacional de Ingeniería Electromecánica y de Sistemas
Me es grato el comunicarle que su trabajo titulado:

*Desarrollo de un electroestimulador para terapias activas en rehabilitación de
pacientes con esguince de tobillo*

Con número de referencia 009 y de los autores

Miriam C. Reyes-Fernández, Rubén Posada-Gómez, Albino Martínez Sibaja, J.
David Valdivia-Ríos, Alberto A. Aguilar-Laserre

Ha sido **ACEPTADO** para presentarse de manera oral en este evento científico

Atentamente

Dr. Suren Stolik Isakina
Coordinador
Ingeniería Electrónica



Secretaría de Extensión y Vinculación
Dirección de Educación Continua y a Distancia

"2019, Año del Caudillo del Sur, Emiliano Zapata"

Ciudad de México, 26/Marzo/2019

A QUIEN CORRESPONDA PRESENTE

Por este medio, me permito saludarle y compartir con usted un logro alcanzado por la estudiante Miriam Cristina Reyes Fernández, quien forma parte de uno de los equipos seleccionados para participar en la Cohorte 2018-2019 del Nodo Binacional de Innovación Universitario. Se trata de un total de 24 equipos de distintas Instituciones de prestigio, como el TecNM, la UNAM, la Universidad Anáhuac y el CITNOVA.

A manera de antecedente, le comparto que los Nodos Binacionales de Innovación, NoBis, son un programa impulsado por el Consejo Nacional para la Ciencia y la Tecnología, CONACYT, a través del Fondo de Cooperación Internacional en Ciencia y Tecnología (FONCICYT). Los NoBis "Son un conjunto de instituciones científico-académicas, coordinadas como nodo, cuya labor consiste en desempeñarse como líderes regionales en el desarrollo de herramientas y recursos que impacten y expandan los beneficios de la innovación y el emprendimiento de base tecnológica, con particular énfasis en la formación de capacidades de personal científico en temas de innovación tecnológica¹".

El pasado mes de febrero, del 24 al 27, se llevó a cabo en la Ciudad de México el taller presencial de arranque del NoBi-U, después de dicho taller, los equipos han llevado a cabo sesiones remotas de seguimiento de la cohorte, durante las cuales, el equipo de instructores supervisa los avances realizados en cada proyecto. Me permito compartirle la programación de dichas sesiones remotas:

ACTIVIDAD	DÍA	HORARIO	SEDE
1 1ª Sesión De Seguimiento Remoto	Miércoles 6 de marzo 2019	14:00 a 17:00	VÍA REMOTA
2 2ª Sesión De Seguimiento Remoto	Miércoles 13 de marzo 2019		
3 3ª Sesión De Seguimiento Remoto	Miércoles 20 de marzo 2019		
4 4ª Sesión De Seguimiento Remoto	Miércoles 27 de marzo 2019		
5 5ª Sesión De Seguimiento Remoto	Miércoles 3 de abril 2019		

¹ Recuperado el 22 de Noviembre del 2018 del sitio: <https://www.conacyt.gob.mx/index.php/el-conacyt/organigrama/direccion-adjunta-de-desarrollo-tecnologico-e-innovacion/nodos-binacionales-de-innovacion-nobi>

“GENERADOR DE PULSOS DE ELECTROESTIMULACIÓN PARA TERAPIAS COMBINADAS”

MANUAL DE USUARIO

Autores:

M.I.E. Miriam Cristina Reyes Fernández

Dr. Rubén Posada Gómez

Dr. Alberto Alfonso Aguilar Lasserre

Dr. Albino Martínez Sibaja

Síntesis:

Este sistema es un software que permite generar diferentes señales de electroestimulación basados en la conexión a un puerto disponible en la computadora. Las señales consisten en pulsos cuyo número y duración pueden ser indicadas por el usuario y finalmente provee de un menú con seis programas convencionales para contractura, espasticidad, hipotrofia, fuerza, potencia y resistencia.

Orizaba, Veracruz, Septiembre 2018.

CERTIFICADO

Registro Público del Derecho de Autor

Para los efectos de los artículos 13, 162, 163 fracción I, 164 fracción I, 168, 169, 209 fracción III y demás relativos de la Ley Federal del Derecho de Autor, se hace constar que la **OBRA** cuyas especificaciones aparecen a continuación, ha quedado inscrita en el Registro Público del Derecho de Autor, con los siguientes datos:

AUTORES: AGUILAR LASSERRE ALBERTO ALFONSO
MARTINEZ SIBAJA ALBINO
POSADA GOMEZ RUBEN
REYES FERNANDEZ MIRIAM CRISTINA

TITULO: GENERADOR DE PULSOS DE ELECTROESTIMULACION PARA TERAPIAS COMBINADAS

RAMA: PROGRAMAS DE COMPUTACION

TITULAR: SECRETARIA DE EDUCACION PUBLICA-TECNOLOGICO NACIONAL DE MEXICO (CON FUNDAMENTO EN EL ARTICULO 83 DE LA L.F.D.A. EN RELACION AL ARTICULO 46 DE LA L.F.D)

Con fundamento en lo establecido por el artículo 168 de la Ley Federal del Derecho de Autor, las inscripciones en el registro establecen la presunción de ser ciertos los hechos y actos que en ellas consten, salvo prueba en contrario. Toda inscripción deja a salvo los derechos de terceros. Si surge controversia, los efectos de la inscripción quedarán suspendidos en tanto se pronuncie resolución firme por autoridad competente.

Con fundamento en los artículos 2, 208, 209 fracción III y 211 de la Ley Federal del Derecho de Autor; artículos 64, 103 fracción IV y 104 del Reglamento de la Ley Federal del Derecho de Autor; artículos 1, 3 fracción I, 4, 8 fracción I y 9 del Reglamento Interior del Instituto Nacional del Derecho de Autor, se expide el presente certificado.

Número de Registro: 03-2018-121711261800-01

México D.F., a 19 de diciembre de 2018

SUBDIRECTOR DE REGISTRO DE OBRAS Y CONTRATOS


DANIEL RAMOS LOPEZ



SECRETARÍA DE CULTURA
INSTITUTO NACIONAL DEL
DERECHO DE AUTOR
DIRECCIÓN DEL REGISTRO
PÚBLICO
DEL DERECHO DE AUTOR

CULTURA
SECRETARÍA DE CULTURA



INDAUTOR
INSTITUTO NACIONAL DEL DERECHO DE AUTOR

CERTIFICADO

Registro Público del Derecho de Autor

Para los efectos de los artículos 13, 162, 163 fracción I, 164 fracción I, y demás relativos de la Ley Federal del Derecho de Autor, se hace constar que la **OBRA** cuyas especificaciones aparecen a continuación, ha quedado inscrita en el Registro Público del Derecho de Autor, con los siguientes datos:

AUTORES: ALVARADO LASSMANN ARTURO
CASTAÑEDA RODRÍGUEZ TEODULO ISRAEL
CUELLAR CORTES ENRIQUE ALEJANDRO
PÉREZ PUCHETA CARLOS ELEAZAR
POSADA GÓMEZ RUBÉN
REYES FERNÁNDEZ MIRIAM CRISTINA

TÍTULO: ESPIRO-RP: JUEGO SERIO PARA REHABILITACIÓN PULMONAR

RAMA: PROGRAMAS DE COMPUTACION

TITULAR: SECRETARÍA DE EDUCACIÓN PÚBLICA - TECNOLÓGICO NACIONAL DE MÉXICO
(CON FUNDAMENTO EN LOS ARTÍCULOS 83 DE LA L.F.D.A. EN RELACIÓN CON EL 46 DEL R.L.F.D.A.)

Con fundamento en lo establecido por el artículo 168 de la Ley Federal del Derecho de Autor, las inscripciones en el registro establecen la presunción de ser ciertos los hechos y actos que en ellas consten, salvo prueba en contrario. Toda inscripción deja a salvo los derechos de terceros. Si surge controversia, los efectos de la inscripción quedarán suspendidos en tanto se pronuncie resolución firme por autoridad competente.

El presente certificado se expide con fundamento en el Decreto por el que se reforman, adicionan y derogan diversas disposiciones de la Ley Orgánica de la Administración Pública Federal, así como de otras leyes para crear la Secretaría de Cultura, publicado el 17 de diciembre de 2015 en el Diario Oficial de la Federación; artículos 26 y 41 Bis, fracción XVIII de la Ley Orgánica de la Administración Pública Federal; artículos 2, 208, 209 fracción III de la Ley Federal del Derecho de Autor; artículo 69-C de la Ley Federal de Procedimiento Administrativo, de aplicación supletoria de acuerdo con lo establecido por la Ley Federal del Derecho de Autor en su artículo 10; artículo 84 de la Ley General de Mejora Regulatoria; artículos 2, apartado B, fracción IV, 26 y 27 del Reglamento Interior de la Secretaría de Cultura; artículos 103 fracción IV y 104 del Reglamento de la Ley Federal del Derecho de Autor; artículos 1, 3 fracción I, 4, 8 fracción I, 9, 16 y 17 del Reglamento Interior del Instituto Nacional del Derecho de Autor; ACUERDO por el que se establecen los Lineamientos para el uso de la Firma Electrónica Avanzada en los actos y actuaciones de los servidores públicos del Instituto Nacional del Derecho de Autor, publicado en el Diario Oficial de la Federación el 19 de mayo del año dos mil veintiuno; y Acuerdo por el que se establecen las reglas para la presentación, substanciación y resolución de las solicitudes de registro de obras, fonogramas, videogramas y edición de libros en línea ante el Instituto Nacional del Derecho de Autor, publicado el 8 de diciembre de 2021 en el Diario Oficial de la Federación.

1/2



CULTURA
SECRETARÍA DE CULTURA



INDAUTOR
INSTITUTO NACIONAL DEL DERECHO DE AUTOR

CERTIFICADO

Registro Público del Derecho de Autor

El presente documento electrónico ha sido firmado mediante el uso de la firma electrónica avanzada por el servidor público competente, amparada por un certificado digital vigente a la fecha de su elaboración, y es válido de conformidad con lo dispuesto en los artículos 7 y 9, fracción I, de la Ley de Firma Electrónica Avanzada y artículo 12 de su Reglamento.

Número de Registro: 03-2023-091412232700-01

Ciudad de México, a 14 de septiembre de 2023

EL DIRECTOR DEL REGISTRO PÚBLICO DEL DERECHO DE AUTOR

JESÚS PARETS GÓMEZ



YenYPPILmwNYIyTCCHxRK08kVF0BkaUVMWLYvRAZteLeq07LYqAHlz0CSucdhrkApV3FFnuiYAnWHuvk
0yFVq9jiPX33/r1e1+qPekRNyW1xOUDQ69a6EMALTyMZx8ygEgDm+T5mLGtjTmSee0u/qc86BHos6cchbgC
IENPXx6q6alybSR5OIR50rQs8bQB6D/1J0IhZ68hYiDutwPR/GdCVmMBFukBZrP7YSQkx5YeSND654MXZs
nEVN5Z+rP4xin8PK46ojQdIVtoXxRuiv4w3ZVFnyjaghg/Zvg4VWwFKc8R/SRzH4b6MkSi+alXnPrLDYjGNIA=

2/2



CULTURA
SECRETARÍA DE CULTURA



INDAUTOR
INSTITUTO NACIONAL DEL DERECHO DE AUTOR



2021: Año de la Independencia

TÍTULO DE PATENTE No. 382360

Titular(es): SECRETARIA DE EDUCACIÓN PÚBLICA - TECNOLÓGICO NACIONAL DE MÉXICO

Domicilio: Arcos de Belén No. 79, Piso 3, Col. Centro, 06010, Delegación Cuauhtémoc, Distrito Federal, MÉXICO

Denominación: MONITOR DE APNEAS Y SIGNOS VITALES EN INFANTES.

Clasificación: CIP: A61B5/113; H04N5/232
CPC: A61B5/24; A61B5/113; H04N5/232

Inventor(es): RUBÉN POSADA GÓMEZ; ALBINO MARTÍNEZ SIBAJA; ESTEBAN HERNÁNDEZ DOMÍNGUEZ; JESÚS ALBERTO MENDOZA LARA; MIRIAM CRISTINA REYES FERNÁNDEZ

SOLICITUD

Número: MX/a/2015/016987 **Fecha de Presentación:** 10 de Diciembre de 2015 **Hora:** 11:51

Vigencia: Veinte años**Fecha de Vencimiento:** 10 de diciembre de 2035**Fecha de Expedición:** 4 de mayo de 2021

La patente de referencia se otorga con fundamento en los artículos 1º, 2º fracción V, 6º fracción II, y 59 de la Ley de la Propiedad Industrial.

De conformidad con el artículo 25 de la Ley de la Propiedad Industrial, la presente patente tiene una vigencia de veinte años improrrogables, contada a partir de la fecha de presentación de la solicitud y estará sujeta al pago de la tarifa para mantener vigentes los derechos.

Quien suscribe el presente título lo hace con fundamento en lo dispuesto por los artículos 5º fracción I, 8, 10 y 119 de la Ley Federal de Protección a la Propiedad Industrial; artículos 1º, 3º fracción V inciso a), sub inciso ii), 4º y 12º fracciones I y II del Reglamento del Instituto Mexicano de la Propiedad Industrial; artículos 1º, 3º, 4º, 5º fracción V inciso a), sub inciso ii), 10 fracciones I y II y 30 del Estatuto Orgánico del Instituto Mexicano de la Propiedad Industrial; 1º, 2º y 5º fracción I y antepenúltimo párrafo del Acuerdo Delegatorio de Facultades del Instituto Mexicano de la Propiedad Industrial.

El presente documento electrónico ha sido firmado mediante el uso de la firma electrónica avanzada por el servidor público competente, amparada por un certificado digital vigente a la fecha de su elaboración, y es válida de conformidad con lo dispuesto en los artículos 7 y 8 fracción I de la Ley de Firma Electrónica Avanzada y artículo 12 de su Reglamento. Su integridad y autenticidad, se podrá comprobar en <https://www.gob.mx/imp>. Asimismo, se emitió conforme lo previsto por los artículos 1º fracción II; 2º fracción VI; 37, 38 y 39 del Acuerdo por el que se establecen lineamientos en materia de Servicios Electrónicos del Instituto Mexicano de la Propiedad Industrial.**SUBDIRECTOR DIVISIONAL DE EXAMEN DE FONDO DE PATENTES ÁREAS MECÁNICA, ELÉCTRICA Y DE DISEÑOS INDUSTRIALES Y MODELOS DE UTILIDAD****PEDRO DAVID FRAGOSO LÓPEZ**

Cadena Original:
PEDRO DAVID FRAGOSO LOPEZ|0000100000050806291|SERVICIO DE ADMINISTRACION
TRIBUTARIA|1052|MX/2021/49418|MX/a/2015/016987|Título de patente normal|1223|GAGV|Pag(s):
1|kshLn6RvUvP8yhmYpN46vM3GA=

Sello Digital:
rsDiOIGKdg4Lc+AEQySEj2H+ZECa7XZ5XECSDz+j+OjcXavT3mS7BDfa+nlAL0WUSLySa9KjHdY0yY1N4mNleBEq
wVtR/y8t1pV5wclKt+eTC8KKGxXFF8p4uUUFvTg53mIKB62hgyROJN1yWMU5a8VSL7R6PMdyWqenPYV
VHOCseRkvF3iXDvVderQcdMcoML1/d58BwV58YyNuNi+UIAP0S6Rw9Bey6VWepNhy10zvV7L3DG/3MOUdx7C6Ky
U6SIUNhYBqG6FaTeo55O3HOWdggQSc6h1DscMqvU9BPKSGHdNNPzIV42Bww9XmVOKPzQ==



MX/2021/49418

Arenal No. 550, Pueblo Santa María Tepepan, Ciudad de México, C.P. 16020. CDMX
Creatividad para el Bienestar

www.gob.mx/imp