



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
POSGRADO EN CIENCIA E INGENIERÍA DE LA COMPUTACIÓN
INSTITUTO DE INVESTIGACIONES EN MATEMÁTICAS APLICADAS Y EN SISTEMAS

**MÉTODO ADAPTIVO PARA REHABILITACIÓN MOTRIZ MEDIANTE JUEGOS
SERIOS USANDO REALIDAD VIRTUAL**

TESIS

**QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE:
MAESTRO EN CIENCIA E INGENIERÍA DE LA COMPUTACIÓN**

PRESENTA:

ROGELIO MANUEL CARRILLO GONZÁLEZ

TUTOR:

DR. MIGUEL ÁNGEL PADILLA CASTAÑEDA
ICAT, UNAM



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Agradecimientos

Al DGAPA-UNAM (PAPIIT- UNAM TA100218) por el apoyo económico recibido.

Al CONACyT por haberme apoyado con una beca para mis estudios de Maestría.

A mi director de tesis el Dr. Miguel Ángel Padilla Castañeda por su apoyo, enseñanza, tiempo, guía y paciencia.

A la UIDT – Grupo de Bioinstrumentación

Al Profesor Lucio Tommaso De Paolis de la Universidad del Salento, Italia por la oportunidad de realizar una estancia de investigación en su grupo de investigación.

A los profesores Dr. Alfonso Gastelum Strozzi, Dra. María Elena Larraga Ramírez, Dra. María Elena Martínez Pérez y Dr. Alberto Pineda por su colaboración como sinodales.

A mis padres y hermanas por todo su apoyo, consejos, amor y por ser un ejemplo para seguir. Con ellos es posible todo esto.

A mi novia Ivonne que sirvió de pilar en todo momento. Te amo.

Resumen

En este trabajo se desarrolló un juego serio que permite usarse en rehabilitación física u ocupacional para personas con déficits de movilidad de las extremidades superiores, sean por cuestiones neuromotoras, musculoesqueléticas o que hayan sufrido algún evento vascular cerebral (EVC). Dicho sistema consiste en un ambiente virtual en el cual el paciente debe realizar una actividad para mejorar su rango de movimiento y fuerza muscular. El ejercicio que se realiza consiste en recolectar esferas que aparecen dinámicamente a dificultad variable. La dificultad del ejercicio depende enteramente de la condición del paciente y se adapta según vaya progresando el paciente.

En el presente trabajo se detalla el desarrollo completo del juego serio, siguiendo un modelo de rehabilitación con base en realidad virtual. Se emplearon los visores de realidad virtual (HMDs, por sus siglas en inglés) Oculus Rift para que el paciente pudiera visualizar el entorno virtual y poder realizar de manera adecuada el ejercicio. También se empleó el sensor de rastreo Optitrack Duo, el cual permitió poder realizar el rastreo de la mano del paciente para que este no tuviera que sostener algún objeto en su mano.

Lo que caracteriza este trabajo es la incorporación de auto adaptabilidad del sistema y el uso de realidad virtual, cuya capacidad es la de renderizar escenarios físicos que pueden contener formas, texturas, fenómenos físicos y dimensiones reales.

Durante el uso del sistema, éste tiene la habilidad de ajustar automáticamente el nivel de dificultad para cada paciente. Con ésto se logra que la actividad que se esté realizando sea lo más productiva y efectiva posible. El sistema guarda la dificultad (parámetros de juego) con la que el paciente este jugando, al igual que el score (esferas atrapadas) que haya obtenido, en tiempo real esta información es procesada por un algoritmo de desempeño el cual ajusta el nivel de dificultad y con ello es posible su automatización. La información guardada es de suma importancia, pues con ella se realizó un estudio experimental comparativo con pacientes con EVC, artritis y sujetos de control.

Dentro del sistema lo que se buscó fue la mejora de inmersión y motivación para el paciente. Así como su integración en la rehabilitación convencional para poder ayudar al terapeuta y proporcionar un instrumento adicional para las terapias de rehabilitación.

Para la realización del ambiente virtual se utilizaron los motores de DAZ Studio, Blender, Unity 3D. En este último se empleó código C# para poder desarrollar el comportamiento del juego serio. Al igual que la interacción entre los diferentes dispositivos externos ya sean los HMDs o el sensor de rastreo Optitrack.

Índice

1 Introducción	1
1.1 Objetivo	4
1.2 Objetivos específicos	4
1.3 Metodología.....	5
1.4 Relevancia y contribución	6
1.5 Estructura del trabajo.....	6
2 Definición y descripción de un evento vascular cerebral	8
2.1 Definición	9
2.2 Tipos de EVC	9
2.3 Complicaciones	11
3 Rehabilitación	16
3.1 Terapia ocupacional.....	16
3.2 Creación de espacios similares al hogar	21
3.3 Técnicas de tratamiento post EVC	23
3.4 Enfoque de Brunnstrom.....	24
3.5 Enfoque Bobath	28
3.6 Enfoque Rood.....	29
3.7 Rehabilitación con base en realidad virtual	31
3.7.1 Modelo de rehabilitación con base en RV	32
3.7.2 Motivación y satisfacción de la vida.....	32
3.7.3 Tiempo de práctica.....	34
3.7.4 Práctica de tareas específicas	34

3.7.5	Transferencia del aprendizaje.....	35
3.7.6	Práctica significativa	36
3.7.7	Realimentación aumentada	38
3.7.8	Obstaculización del aprendizaje motor con entornos virtuales	39
3.7.9	Resaltar el aprendizaje motor dentro de la terapia basada en RV	40
3.7.10	Agudeza visual versus resolución de pantalla.....	42
3.7.11	Requisito de estereovisión e implicaciones.....	42
3.7.12	Estereovisión y sus limitaciones en RV	44
3.7.13	Objetos físicos y virtuales coexistentes.....	45
3.7.14	Influencias de la visión periférica y central en la percepción	46
3.7.15	Importancia de la constancia de tamaño para la percepción de objetos.....	47
3.7.16	Comportamiento motor en la realidad virtual	47
3.7.17	Nivel de rendimiento: rectitud de movimiento	48
3.7.18	Nivel de rendimiento: suavidad de movimiento	49
3.7.19	Nivel de rendimiento: precisión de movimiento	49
3.7.20	Nivel de calidad de movimiento.....	49
3.7.21	Medidas sustitutivas de movimiento	50
3.7.22	Uso de movimientos compensatorios para alcanzar	50
4	Antecedentes de la realidad virtual y estado del arte	52
4.1	¿Qué es la realidad virtual?	57
4.2	Definición de juego	60
4.3	Sistema de Juego para Rehabilitación (RGS)	61
4.4	Rapael Smart Glove	66
4.5	Algoritmo de entrenamiento adaptivo.....	69
4.6	YouGrabber.....	74

4.7 PUPArm	77
4.8 Sistema de rehabilitación BRANDO.....	80
5 Desarrollo	85
5.1 Creación del entorno virtual.....	87
5.2 Interacción dentro del entorno virtual	95
5.3 Configuración del espacio de trabajo	101
5.4 Calibración	103
5.5 Descripción de la actividad específica	104
5.6 Dificultad del ejercicio	107
5.7 Descripción del modelo psicométrico	109
5.8 Protocolo	110
5.9 Sujetos control.....	112
5.10 Pacientes con EVC	114
5.11 Pacientes con artritis.....	115
6 Resultados	117
7 Conclusiones y trabajo a futuro	139

CAPÍTULO 1

Introducción

El aumento de la esperanza de vida debido a mejores instalaciones médicas en el país ha aumentado la prevalencia de problemas de salud entre el envejecimiento de la población (Murray & Lopez, 1997). Entre las muchas enfermedades que afectan a los ancianos se encuentra el evento vascular cerebral (EVC).

El EVC representa a nivel mundial la tercera causa de muerte con aproximadamente 5 millones de defunciones anuales, después de la enfermedad isquémica coronaria y cáncer (“WHO | Global Health Observatory (GHO) data”, 2015). Gillen mencionó que 85% de las muertes por EVC ocurren en personas de 65 años o más (Gillen, 2015).

La incidencia del EVC en México aumenta exponencialmente con la edad del individuo. En personas entre la tercera y cuarta décadas de edad la incidencia anual es de 230 casos por cada 100,000 habitantes (Cantú-Brito y col.,2011), pero en la octava y novena décadas de vida se incrementa a 300 por cada 100,000 habitantes. Posicionándose en la 4ta causa de muerte, la 2da en demencia y el principal motivo de discapacidad de adultos (IMSS, 2015).

El accidente cerebrovascular se considera una emergencia médica debido a su impacto, generalmente causando cierto grado de discapacidad física y potencialmente conduciendo a la muerte. El efecto del accidente cerebrovascular es diferente para cada individuo en función del grado y la región del cerebro que sufre daños y puede provocar parálisis parcial, problemas de visión, pérdida de memoria y problemas del habla (American Heart Association, 2015). Las secuelas del evento vascular cerebral plantean un serio desafío socioeconómico en términos de pérdida de vidas, discapacidad entre los sobrevivientes y los gastos incurridos para su rehabilitación y atención.

Por ello, recuperar la función de las extremidades superiores es uno de los objetivos primarios de los sobrevivientes de algún EVC. Dichos sobrevivientes llegan a sufrir trastornos musculoesqueléticos, por lo que, recuperar esta función es de suma importancia para poder realizar de forma, lo más normal posible, actividades de la vida diaria. Por ejemplo, sostener algún objeto o utensilio, abrir puertas, escribir, comunicarse por algún medio electrónico, etc.

La mayoría de los sobrevivientes de EVC, sufren limitaciones principalmente en las extremidades superiores e inferiores. Según Hogan y Winters (1990) las funciones de las extremidades superiores son las últimas que se recuperan. Por ello, es de suma importancia mejorar su funcionalidad. Los pacientes que quedan paralizados después del accidente cerebrovascular a menudo son tratados con rehabilitación física u ocupacional para restaurar su funcionalidad motora. El nivel de rehabilitación debe ser lo más intensivo posible para garantizar una recuperación rápida.

El manejo de los accidentes cerebrovasculares requiere buena atención general del paciente durante las fases de recuperación. Estas incluyen el cuidado de las condiciones del paciente, la prevención de complicaciones médicas y la anticipación de las necesidades que surgirán paulatinamente de la fase aguda y durante el progreso de la convalecencia, rehabilitación y mantenimiento a largo plazo después del accidente cerebrovascular. La atención para pacientes agudos se brinda mejor en una unidad especializada en EVC. Esta unidad se encarga comúnmente de los problemas y preocupaciones exclusivas de estos pacientes. Sin embargo, las unidades de rehabilitación médica también muestran ser eficientes y beneficiosas en las mejoras de los resultados en las fases subaguda y convaleciente del paciente.

La rehabilitación ocupacional es el proceso mediante el cual los pacientes después de un EVC o que padezcan alguna limitación en la funcionalidad de su cuerpo, se someten a un tratamiento para recuperar su vida normal; tanto como sea posible y volver a aprender las habilidades de la vida cotidiana. Los objetivos principales de la rehabilitación son mejorar el rango de movimiento de las extremidades, reducir el dolor musculoesquelético, recuperar la fuerza muscular y mejorar el estado cognitivo del cerebro. Igualmente, la rehabilitación ayuda al paciente a comprender y adaptarse ante las limitaciones que presenta y prevenir complicaciones.

Una temprana intervención es fundamental para la calidad de la rehabilitación del paciente (Zampolini y col., 2008). Se sugieren cuatro factores fundamentales para la recuperación del movimiento de las extremidades dañadas (Padilla y col., 2012). Primeramente, el número de terapias que los pacientes realicen, seguido de la intensidad de la terapia y su individualización. Tercero, la continuidad de las terapias y finalmente, el monitoreo continuo del paciente. Pero, uno de los mayores problemas es la falta de personal especializado para poder dar rehabilitación adecuada.

Como métodos adicionales a la rehabilitación se han proporcionado terapias de rehabilitación en entornos clínicos utilizando la estimulación eléctrica funcional, empleando tecnología robótica y la terapia de movimiento inducido restringido (Taub & Morris, 2001). Pero existe una desventaja importante de esta tecnología, la restricción para su uso en entornos clínicos porque involucran muchos dispositivos y, por lo tanto, requieren la transferencia innecesaria de pacientes a la clínica. Además, el uso de marcos robóticos sofisticados, la necesidad de colocar correctamente los sensores y el uso de software especializado requieren personal capacitado para usar los sistemas, lo que disminuye su practicidad en el hogar.

Por ello, gradualmente hay cada vez mayor interés en el desarrollo de algunos métodos que se basen en juegos serios. Esto se debe a que los juegos serios ofrecen una forma de rehabilitación adicional, motivan notoriamente al paciente a continuar con dicha rehabilitación.

El uso de entornos con realidad virtual (RV), realidad aumentada (RA) o entornos inmersivos para el entrenamiento y la rehabilitación de pacientes después de un EVC abre un camino atractivo para disminuir los diversos efectos negativos que resultan del trauma cerebral. Estos sistemas o juegos serios ayudan a recuperar las habilidades motoras, la coordinación entre la vista y el movimiento de los miembros, la orientación en el espacio, las tareas diarias, etc.

La rehabilitación por estos medios puede abarcar desde simples movimientos de extremidades dirigidos a un objetivo determinado. Por ejemplo, poner un vaso de agua sobre una mesa, abrir una puerta con una llave, preparar algún alimento, entre otros. Para aumentar la eficiencia de los

ejercicios, se están desarrollando avanzadas interfaces hápticas (sistemas con realimentación táctil), que permiten la estimulación directa del cuerpo, para complementar la estimulación visual. También existen sistemas donde se usan avatares virtuales para obtener realimentación más intuitiva para el paciente. Estos sistemas suelen emplear dispositivos portátiles, como son los cascos de realidad virtual o aumentada.

En la presente investigación para desarrollar el sistema de rehabilitación se intentó explorar nuevas tecnologías para el rastreo del cuerpo de una manera menos invasiva. Así, poder extraer la mayor cantidad de información mediante la combinación de sensores portátiles y sistemas de realimentación visual, mismas que ya están disponibles comercialmente.

1.1 Objetivo

Desarrollar un método con base en juegos serios especializados auto adaptativos por realidad virtual para la rehabilitación de pacientes que sufrieron un evento vascular cerebral y tienen limitaciones musculoesqueléticas en las extremidades superiores.

1.2 Objetivos específicos

- Crear juegos serios en realidad aumentada virtual para la ejecución de tareas de rehabilitación de brazo y hombro.
- Desarrollar un proceso auto adaptativo de la dificultad, con base en el desempeño del paciente durante el tiempo de uso del sistema.
- Desarrollar una interfaz gráfica para el terapeuta.
- Permitir la posibilidad de integración con unidades de medición inercial.

1.3 Metodología

Para lograrlo, se propuso la siguiente metodología:

1. Investigación: Descripción bibliográfica de los sistemas usados para la rehabilitación física y ocupacional empleando tecnología robótica y de realidad virtual, reportados en la literatura hasta el momento.
2. Desarrollo de objetos de interacción: Desarrollo de los objetos 3D que estarán dentro del juego serio y que podrán ser usados como medios de interacción y visualización.
3. Desarrollo del entorno virtual: Desarrollo del entorno virtual empleando los objetos 3D creados en el punto anterior; añadiendo interacción entre ellos con hardware específico para poder rastrear el cuerpo del paciente. Igualmente se describe el hardware utilizado para poder renderizar el entorno virtual creado.
4. Prueba del sistema: Se probó el sistema en el Centro de Rehabilitación Texcoco (CRETEX) y en una clínica de rehabilitación privada. Para los sujetos de control las pruebas fueron realizadas en el Instituto de Ciencias Aplicadas y Tecnología (ICAT).

El segundo y tercer punto implicaron la implementación de software para creación de objetos 3D y un motor para la creación video juegos. Para ello, se llevó una etapa de exploración del software y hardware existente. Se trabajo en la plataforma Windows con Visual Studio 2017 en conjunto con Unity 3D como software de desarrollo para el entorno virtual. Todo programado bajo lenguaje C#/C++. Se emplearon herramientas adicionales principalmente para el modelado de avatares y objetos virtuales. Estas herramientas fueron el software DAZ Studio^[1] y Blender 3D^[2].

Para lograr la interacción del mundo físico con el mundo virtual se empleó hardware Optitrack Duo^[3] para el rastreo de la mano del usuario y los cascos de realidad virtual Oculus Rift CV1^[4] para poder visualizar el entorno virtual.

¹ <https://www.daz3d.com/>

² <https://www.blender.org/>

³ <https://optitrack.com/products/v120-duo/>

⁴ <https://www.oculus.com/rift/>

1.4 Relevancia y contribución

En la actualidad, en México existe muy poco desarrollo en sistemas funcionales que estén destinados para mejorar o ayudar en la rehabilitación de alguna persona que haya sufrido algún EVC o presente una lesión musculoesquelética. Por tanto, la principal contribución de este trabajo radica en poder ofrecer algún instrumento adicional e innovador para la rehabilitación física y ocupacional (no reemplazará la rehabilitación), sin riesgo para el paciente. Se pretende mejorar la rehabilitación de paciente que han sufrido algún EVC y que tengan alguna afectación en las extremidades superiores, ya sea brazo u hombro.

El sistema fue diseñado para pacientes que se encuentran en la etapa 4 según la escala de Brunnstrom (Teasell, 2016). En esta etapa el paciente tiene la posibilidad de realizar movimientos autónomos del hombro y del brazo. Adicionalmente, el sistema se desarrolló para que sea auto adaptativo para cada paciente. Esto abarca un punto fundamental en el modelo de rehabilitación con realidad virtual.

Adicionalmente, este trabajo busca contribuir con un contenido bibliográfico, en español, sobre juegos serios destinados a la rehabilitación para personas que tengan alguna discapacidad motriz en las extremidades superiores, desde un punto de vista computacional, logrando que motive el estudio y desarrollo de nuevos sistemas avanzados.

1.5 Estructura del trabajo

En el capítulo 2 se presenta la descripción de los aspectos generales de un EVC y se describen las complicaciones que pueden presentarse después de un EVC.

En el capítulo 3 se describen las formas de rehabilitación para poder contrarrestar las complicaciones después de un EVC e intentar que el individuo pueda recuperar su calidad de vida. Se menciona tanto la rehabilitación física, ocupacional y un modelo de rehabilitación con base en la realidad virtual.

En el capítulo 4 se hace una revisión breve del estado del arte con respecto al desarrollo de sistemas con realidad virtual, hápticos y robóticos que contribuyen a la rehabilitación física y ocupacional que han sido desarrollados en el extranjero. Se detallan sus beneficios y posibles mejoras.

En el capítulo 5 se describen las etapas para el proceso de desarrollo del videojuego serio. El proceso de modelado del avatar. El modelado de los diferentes elementos que se encuentran dentro del entorno virtual. La integración del hardware para poder visualizar e interactuar con el entorno virtual creado. La funcionalidad del videojuego serio y su adaptabilidad automática.

En el capítulo 6 se analizan y discuten los resultados obtenidos al realizar las pruebas con pacientes que presentaron EVC, alguna complicación musculoesquelética y los individuos control. Se incluyen conclusiones, aportes y trabajo a futuro.

En el séptimo y último capítulo se presentan las conclusiones del sistema desarrollado y posibles trabajos a futuro.

Definición y descripción de un evento vascular cerebral

2.1 Definición

La enfermedad vascular cerebral (EVC) es una alteración neurológica que afecta el funcionamiento cerebral. Se debe a una alteración de los vasos sanguíneos, que provoca falta de suministro de oxígeno a las células del cerebro; las cuales, son las más susceptibles al daño isquémico (disminución transitoria o permanente del flujo sanguíneo y consecuente disminución del aporte de oxígeno). Un EVC se presenta sorpresivamente, con síntomas que duran alrededor de 24 horas. Deriva en secuelas e inclusive la muerte (IMSS, 2015).

Un EVC puede ocurrir en forma isquémico (aproximadamente el 80% de los casos) o por hemorragia (20%). En el primer caso, como se muestra en la Figura 2.1 una arteria se obstruye y produce interrupción o pérdida del flujo sanguíneo. Las células del cerebro son las más susceptibles al daño isquémico. En EVC por hemorragia se rompe un vaso sanguíneo dando lugar a un derrame (Gillen, 2015).

Igualmente se puede presentar un ataque isquémico transitorio (AIT). Los síntomas incluyen los déficits focales de un accidente vascular cerebral isquémico dentro de una distribución vascular, pero un AIT es reversible ya que no se produce un infarto cerebral. Los efectos de los AIT deben resolverse en menos de 24 horas para evitar que se agrave y se pueda producir un EVC. Debido a que el 35% de los pacientes que han tenido un AIT sufrirán un EVC en un intervalo de 5 años, deben valorar las posibilidades de un EVC y las fuentes de embolia. El tratamiento de los AIT depende de la fuente de los émbolos o trombos y puede incluir uso de anticoagulantes, terapia, cirugía, o ambos (Gillen, 2015).

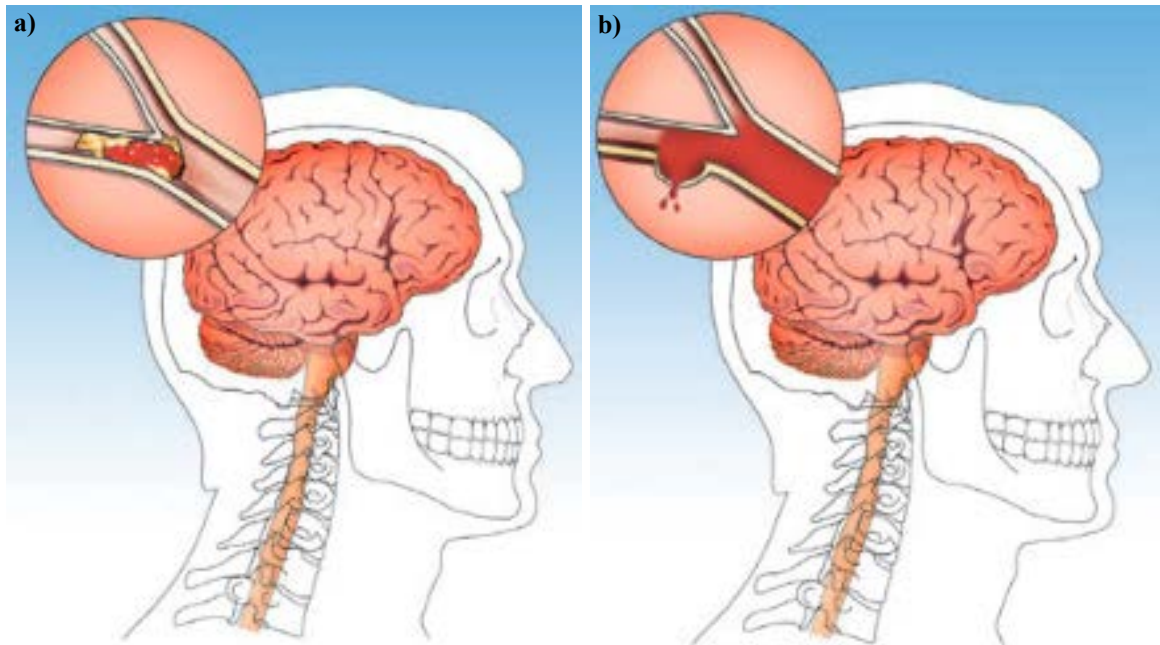


Figura 2.1: Eventos vasculares cerebrales. a) EVC por obstrucción (isquémico) de una arteria produciendo interrupción o pérdida de flujo sanguíneo. b) EVC por hemorragia, se rompe un vaso sanguíneo. (Tomando de: Intermountain health care, 2010)

2.2 Tipos de EVC

Las formas en que se presentan los tipos de EVC se describen a continuación:

1. Isquémico

1.1. Embólico

Este subtipo de EVC isquémico se produce por la formación de un embolo (coágulo) fuera del cerebro y viaja hasta él. Éste causa obstrucción en el flujo de sangre en alguna arteria situada en el cerebro. Este subtipo de EVC, es uno de los más comunes, aunque se desconoce la fuente de aproximadamente 40% de los accidentes, inclusive después de que se hayan evaluado las fuentes comunes que podrían producirlo. Las fuentes más comunes para los eventos embólicos se producen por los émbolos (porción de coagulo) que tienen su origen cardiaco y de lesiones aterotrombóticas en la aorta; los sistemas carotideos y vertebro basilar, y con menor frecuencia en arterias de menor dimensión (van der Worp y van Gijn, 2007).

Los émbolos con origen cardiaco pueden desarrollarse por numerosas causas dentro del corazón. Por ejemplo, arritmias cardíacas, anomalías estructurales e infartos agudos. El origen más común de una embolia es el patrón clásico de trombosis en la aurícula izquierda de pacientes con fibrilación auricular. La fibrilación auricular es un latido rápido anormal que se produce cuando las dos pequeñas cavidades superiores del corazón (las aurículas) tiemblan en lugar de latir, lo que produce que se formen coágulos en el apéndice auricular izquierdo, los coágulos posteriormente se rompen y crean un embolo que pueden moverse a través del sistema arterial hasta el cerebro y luego causar un EVC. La embolia no sólo se limita al cerebro, también puede ocurrir en los riñones, tejidos periféricos o en cualquier otro lugar (Gillen, 2015).

Los pacientes mayores de 60 años son particularmente predispuestos a este tipo de embolia. La Asociación Americana del Corazón menciona que unos 2,7 millones de estadounidenses padecen este trastorno (American Heart Association, 2015).

1.2. Trombótico

Este subtipo de EVC isquémico tiene su origen directamente en el área del cerebro. La causa más común se relaciona con el desarrollo de anomalías en la pared del vaso arterial por aterosclerosis, arteritis, disecciones y compresión externa de los vasos (van der Worp & van Gijn, 2007).

La aterosclerosis, es la acumulación de depósitos grasos en las paredes de las arterias. Resulta en estrechamiento de los vasos sanguíneos y origina la formación de coágulos. La hipertensión crónica es un precursor común. La arteritis, es una inflamación que daña los vasos sanguíneos que irrigan de sangre a la cabeza, cuello y parte superior del cuerpo y brazos.

En general, los EVC trombóticos ocurren durante la noche o en las primeras horas de la mañana. Un AIT, generalmente precede a un EVC trombótico. El mecanismo exacto del infarto por trombosis aún es un debate, pero la aterosclerosis tiene un papel importante.

La trombosis de vasos grandes también puede ocurrir en vasos extracraneales, como las arterias vertebral y carótida, lo que conduce a EVC devastadores (Gillen, 2015).

2. Hemorrágico

Este tipo de EVC se observa cuando un vaso, que permite la circulación de sangre dentro del cerebro, se rompe. La severidad puede variar desde hemorragia pequeña, a veces sin síntomas, hasta hemorragia masiva que produzca la muerte. La causa más frecuente de un EVC hemorrágico es la hipertensión arterial (Boccardi y col., 2017).

Los cuatro tipos más comunes de un evento vascular cerebral hemorrágico son:

1. Hemorragias intracerebrales hipertensivas profundas (HIC)
2. Aneurismas saculares rotos
3. Sangrado por una malformación arteriovenosa (MAV)
4. Hemorragias lobares espontáneas

2.3 Complicaciones

Los sobrevivientes de un EVC presentan varias restricciones de su capacidad para moverse. Por tanto, deben desarrollar estrategias alternativas de movimiento. El individuo presenta diferentes complicaciones musculo-esqueléticas o neurológicas como resultado del EVC o incluso por el descanso en el hospital.

Las complicaciones musculo-esqueléticas que se relacionan directamente por EVC son la debilidad muscular y la pérdida del control automático sobre posturales complejos. También se asocian como consecuencia al EVC la contractura de tejidos blandos y los cambios en la alineación articular. Las contracturas son alteraciones del movimiento periarticular que resultan en la pérdida

de elasticidad en los tejidos periarticulares. Los tejidos periarticulares incluyen músculos, tendones y ligamentos. Las contracturas pueden presentarse en cualquier articulación inmovilizada, pero son particularmente frecuentes en las extremidades paréticas después de un EVC. Cabe mencionar que solo 10% de los pacientes que presentan un EVC recuperan la fuerza de las extremidades y la movilidad con la suficiente rapidez para evitar el desarrollo de contracturas (Chambers et al., 1987). En contraste, entre 70% y 80% de los pacientes que tuvieron un EVC hemipléjico tuvieron dolor de hombro, contracturas y dolor muscular (Roth y col., 1998)

Las contracturas también se producen en otras áreas y comienzan a ser problemáticas pocos o varios días después del EVC, el desarrollarse síntomas de inmovilidad y espasticidad. Generalmente, las contracturas ocurren en un patrón de flexión, aducción y rotación interna; los músculos que abarcan dos articulaciones son más susceptibles a la formación de contracturas.

Los músculos pierden su distensibilidad (flexibilidad/alargamiento) natural cuando dejan de ser alargados pasivamente por músculos antagonistas o por una fuerza externa. Esta pérdida de longitud muscular pasiva puede provocar deformaciones en la postura que contribuyen a anomalías crecientes y adicionales en la flexibilidad de los tejidos blandos. Sin un movimiento activo o pasivo, la persona puede desarrollar limitaciones fijas para el movimiento y la alineación de la articulación.

Para evitar el acortamiento del tejido conectivo en los músculos y articulaciones, se debe iniciar un programa de rango de movimiento activo. El fundamento del tratamiento es el estiramiento gradual y prolongado. El tratamiento mínimo es un estiramiento sostenido de más de 30 minutos (Harvey y col., 2003). Otros tratamientos incluyen férulas, modalidades de calentamiento profundo y posible liberación quirúrgica para contracturas duraderas.

La presencia de edema es una complicación inminente, la hinchazón puede relacionarse con la presencia de un coágulo de sangre o un infiltrado. Un método que se recomienda para tratar el edema es la elevación posicional. Muchos pacientes pueden experimentar edema en las extremidades superiores, dolor, subluxación de la cabeza humeral o pinzamiento después de un EVC.

Otra complicación que puede presentarse es la osteoporosis. El hueso es un tejido metabólicamente activo que normalmente se encuentra en un estado de equilibrio entre la resorción y la deposición óseas activas. La falta de soporte de peso y la tensión normal en los huesos largos en el lado hemipléjico de un paciente que sufrió EVC conduce a una resorción ósea (descalcificación). Esta pérdida de masa ósea puede comenzar a las 30 horas después del inicio de la inmovilidad. Puede incrementar entre 25% y 45% con el reposo en cama en 30 a 36 semanas (Parry & Puthuchery, 2015).

La mejor prevención de la osteoporosis se logra con ejercicios con carga de peso, movimientos frecuentes y contracción muscular activa. En personas con riesgo de osteoporosis la terapia incluye agentes formadores de hueso, suplementos de calcio y vitamina D, reemplazo hormonal y otras medidas según sea necesario.

Estos problemas se pueden prevenir al establecer una alineación postural adecuada mientras el paciente está acostado, sentado y de pie. Además, poco después del EVC las personas deben seguir rutinas diarias para mantener la longitud muscular óptima mediante la práctica de una variedad de tareas motoras.

El movimiento fluido y eficiente requiere una capacidad mecánica para la disociación entre los segmentos del cuerpo. Aunque los segmentos del cuerpo pueden estar vinculados cinemáticamente durante ciertas acciones, cada segmento también debe estar libre para moverse independientemente de sus estructuras adyacentes. Los sobrevivientes del EVC a menudo experimentan pérdida de disociación entre segmentos corporales adyacentes. Esto puede ocurrir simplemente debido a las pérdidas en la distensibilidad de los tejidos blandos, o puede vincularse a estrategias motoras no adaptativas que las personas desarrollan en un esfuerzo subconsciente para resolver otros problemas.

Otras deficiencias secundarias, como el edema y el dolor, limitan seriamente el potencial de movimiento o la actividad funcional de una persona. Los terapeutas son responsables de prevenir

y minimizar las restricciones mecánicas al movimiento antes de introducir oportunidades prácticas para mejorar el control del motor.

En relación con las complicaciones neurológicas, se pueden presentar convulsiones después del EVC y son más comunes en pacientes que tuvieron hemorragia subaracnoidea. 57% de las convulsiones se producen en la primera semana que ocurrió el EVC, mientras 88% se observan en el primer año.

En la mayoría de los casos del EVC, se puede presentar hidrocefalia de manera aguda, especialmente en pacientes que presentaron hemorragia subaracnoidea o hemorragia intracerebral hipertensiva profunda. La hidrocefalia generalmente se asocia por el inicio gradual de una tríada de síntomas: letargo (estado de cansancio y somnolencia profunda) con disminución de la función mental, ataxia e incontinencia urinaria.

Es inminente que se observe espasticidad en una persona que sufrió un EVC. Esta complicación es un trastorno motor que se caracteriza por aumento dependiente de la velocidad en los reflejos de estiramiento tónico con tirones de tendones exagerados. La espasticidad se debe a la hiperexcitabilidad del reflejo de estiramiento. En la recuperación normal después de un EVC, ocurre un período inicial con poca resistencia al movimiento pasivo de los músculos y las articulaciones. Aproximadamente 48 horas después, los reflejos tendinosos y la resistencia muscular al movimiento pasivo comienzan a reaparecer. La espasticidad es más pronunciada en los músculos flexores y ocurre en todo el lado hemipléjico. Mientras que la extremidad inferior desarrolla más tarde un componente de espasticidad extensor que puede ayudar con la función, la espasticidad de la extremidad superior generalmente está en un patrón flexor.

El manejo de la espasticidad incluye el fomento del movimiento voluntario, los ejercicios de rango de movimiento activo y un enfoque de rehabilitación funcional. Los datos de investigación sobre los diferentes enfoques de tratamiento neurorrehabilitativo no definen claramente cuál es el enfoque más efectivo, por lo que se sugiere un enfoque individualizado para tratar a cada paciente es el mejor curso.

El EVC es un evento importante en la vida y se asocia con alteraciones significativas en el bienestar y la independencia de la persona. Las reacciones emocionales negativas son comunes en pacientes después del EVC y pueden afectar significativamente el tratamiento final del paciente. Después del EVC, los pacientes pueden pasar por las cuatro etapas de pérdida descritas por Worden (2008). Estas incluyen aceptar la pérdida, experimentar el dolor de la pérdida, adaptarse a un nuevo entorno en el que faltan habilidades previas y buscar nuevas actividades en las que puedan desempeñarse adecuadamente.

Otra consecuencia común del EVC es la labilidad emocional. Ésta cambia rápidamente de una emoción extrema a otra. Aproximadamente 20% de los pacientes tienen labilidad emocional 6 meses después del EVC y 10% tiene labilidad durante 1 año. El individuo a menudo presenta depresión y desesperación. La persona siente que está en un cuerpo desconocido, sus brazos y piernas no responden a órdenes voluntarias. Los movimientos sutiles representan una amenaza para su equilibrio y las tareas sencillas son imposibles de realizar.

Los estudios de recuperación después del daño cerebral muestran constantemente que un impulso para realizar tareas funcionales sirve como un desafío que puede ser crucial para la remodelación cortical. Para cuando la paresia comienza a disminuir, muchos de ellos han aprendido a no esperar nada de sus miembros paréticos. Se conforman con dejar que otros los ayuden a realizar tareas diarias, o con realizar actividades sin las contribuciones de su brazo o pierna parética.

Los terapeutas ocupacionales desempeñan una función fundamental para capacitar a los sobrevivientes de EVC para que sean agentes activos en su recuperación y para que vuelvan a participar en actividades valiosas. Sin hacer promesas falsas, los terapeutas pueden desafiar a sus pacientes a estar atentos a los cambios en el aumento de la función perdida.

Rehabilitación

“La rehabilitación busca ayudar a la persona con discapacidades a lograr el mayor grado posible de desempeño” (Agencia para la Calidad e Investigación de la Atención Médica (AHRQ, por sus siglas en inglés). A través de la rehabilitación, el paciente recibe instrucción, apoyo, práctica protegida, educación, tranquilidad, asistencia directa y comentarios. La rehabilitación se diseña para optimizar el funcionamiento y reducir la discapacidad en individuos en la interacción con su entorno. La discapacidad puede provenir de alguna enfermedad (aguda o crónica), trastornos, lesiones o traumatismo. Igualmente se pueden incluir otras circunstancias como embarazo, envejecimiento, estrés, anomalías congénitas o predisposición genética.

Durante la rehabilitación, al paciente se le asignan gradualmente tareas específicas para mejorar el desarrollo en el área limitante que desee mejorar. Estas tareas específicas son sencillas al inicio y paulatinamente más difíciles. Éstas primero se desarrollan en un contexto terapéutico, y luego se modifican a situaciones de la vida real (Adams y col., 2003).

3.1 Terapia ocupacional

Dentro del ámbito de la rehabilitación, existe una profesión llamada terapia ocupacional (TO). La Organización Mundial de la Salud la define como “el conjunto de técnicas, métodos y actuaciones que, a través de actividades aplicadas con fines terapéuticos, previene y mantiene la salud, favorece la restauración de la función, suple los déficits invalidantes y valora los supuestos comportamentales y su significación profunda para conseguir mayor independencia y reinserción posible del individuo en todos sus aspectos: laboral, mental, físico y social”.

La TO permite la intervención en tres ámbitos: auto mantenimiento, productividad y ocio de la persona. El terapeuta tiene la capacidad para:

- Realizar valoración de las capacidades sensoriales, superiores, sociales, psicológicas y limitaciones de la persona.
- Prevenir lesiones, patologías y disfunciones ocupacionales.
- Elaborar y evaluar programas de tratamiento de rehabilitación.
- Hacer que el paciente se involucre adecuadamente en su propio tratamiento.
- Entrenar y reeducar en las actividades básicas de la vida diaria.
- Elaborar y realizar la prescripción de ortesis, prótesis y ayudas técnicas. Igualmente dar entrenamiento de la persona para utilizarlas de forma adecuada.
- Asesorar a familias, usuarios y profesionales para adaptar el entorno y elaborar programas de eliminación de barreras arquitectónicas.

La Figura 3.1 describe las bases teóricas del enfoque orientado a la tarea de la Terapia Ocupacional. El modelo considera los factores que se relacionan con el paciente y el entorno. Los factores del paciente incluyen sus habilidades cognitivas, psicosociales y sensoriomotoras, así como patrones de desempeño. El entorno incluye características físicas, socioeconómicas y culturales de la tarea en sí y del entorno más amplio. Al entorno se involucra el contexto y las demandas de actividad.

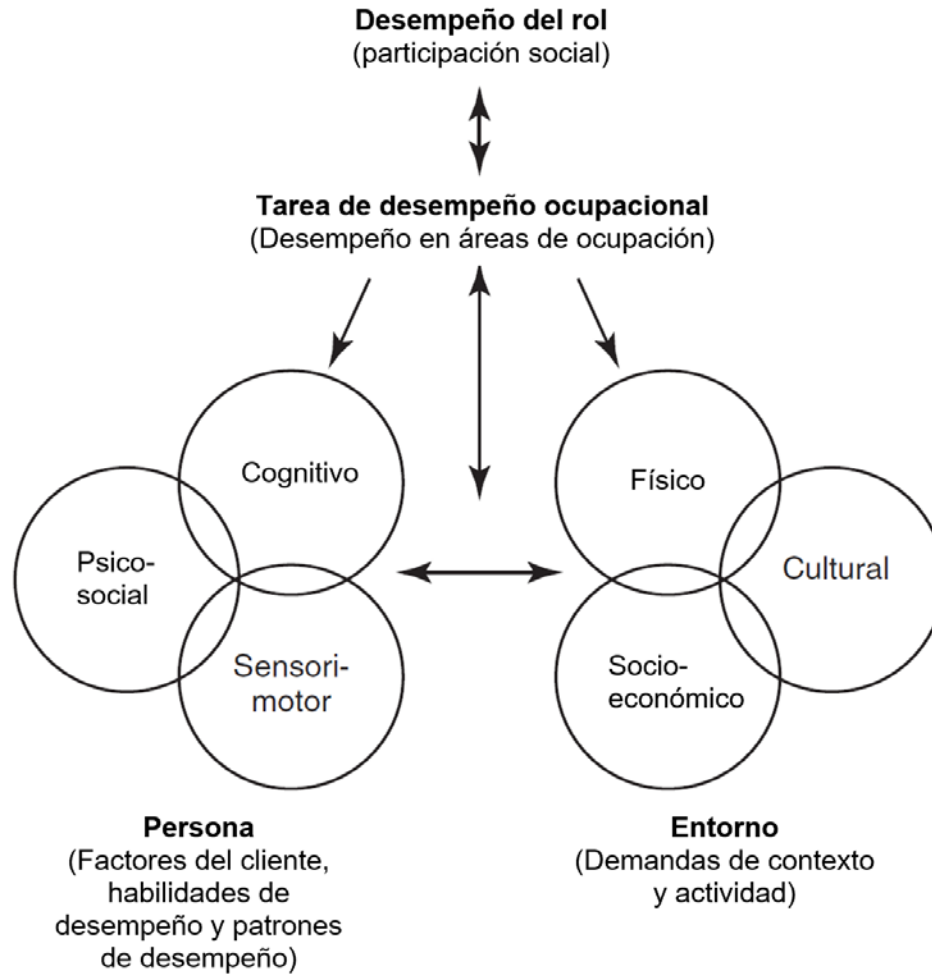


Figura 3.1 Modelo de sistemas de comportamiento motor, que apoya el enfoque orientado a tareas de practica de Terapia Ocupacional. (Tomando de: Gillen, 2015)

Cuando interactúan los sistemas del paciente y del entorno emergen las tareas de desempeño ocupacional, las actividades de la vida diaria, las actividades instrumentales de la vida diaria, el trabajo, la educación, el juego o el ocio, el descanso y el sueño, y el desempeño de funciones con participación social. Los cambios en cualquiera de estos sistemas o subsistemas dirigen las tareas de desempeño ocupacional.

Los componentes del sistema cognitivo consideran:

- Orientación espacial.
- Atención.
- Memoria.
- Resolución de problemas.
- Secuenciación.
- Aprendizaje.
- Capacidad de generalización.

Los componentes del sistema psicosocial incluyen:

- Los intereses de una persona.
- Las habilidades de afrontamiento.
- El autoconcepto.
- Las habilidades interpersonales.
- La autoexpresión.
- La gestión del tiempo.
- La regulación emocional.
- Las habilidades de autocontrol que podrían afectar las tareas de desempeño laboral.

Los componentes que se relacionan con el sistema sensoriomotor son:

- La fuerza.
- La resistencia.
- El rango de movimiento (ROM).
- Las funciones sensoriales.
- El dolor.
- La función perceptiva.
- El control postural.

Donde los componentes del sistema del entorno físico que podrían limitar o mejorar el rendimiento de la tarea. Los componentes que se asocian al entorno físico incluyen:

- Objetos.
- Herramientas.
- Dispositivos.
- Entornos naturales y construidos.

Los componentes del sistema socioeconómico, que podrían influir en la elección de las actividades, son los apoyos sociales proporcionados por:

- La familia.
- Los amigos.
- Los cuidadores.
- Los grupos sociales.
- La comunidad.
- Los recursos financieros.

Finalmente, los componentes del sistema cultural incluyen:

- Costumbres.
- Creencias.
- Patrones de actividad.
- Estándares de comportamiento.
- Expectativas sociales.

El primer paso evaluar el proceso de la rehabilitación es conocer el estado inicial del paciente y el progreso de su desempeño. Es decir, que actividades podría realizar antes del inicio de su discapacidad y que pueden hacer o no al momento de la evaluación (Radomski & Latham, 2008).

El segundo paso en el proceso es la evaluación de las tareas de desempeño ocupacional: actividades de la vida diaria, actividades instrumentales de la vida diaria, trabajo, educación, juego u ocio. Estas tareas de desempeño son personales, por tanto, se recomienda una herramienta de evaluación

centrada en cada individuo, como la Medida de Rendimiento Ocupacional de Canadá (Gillen, 2015).

En tercer lugar, los pacientes califican su propio desempeño y su satisfacción en las cinco áreas problemáticas más importantes. Los terapeutas pueden usar estas calificaciones de desempeño y satisfacción a lo largo del tiempo. Si un paciente no puede evaluar su desempeño debido a una discapacidad cognitiva o edad, los terapeutas pueden usar la observación directa de actividades seleccionadas o una entrevista con el cuidador para verificar la información.

3.2 Creación de espacios similares al hogar

Los terapeutas deben ser creativos para preparar entornos clínicos que ofrezcan desafíos típicos en los cuales los pacientes normalmente tienen que interactuar. Los entornos de atención domiciliaria son situaciones ideales para seguir este principio de tratamiento porque el propio entorno y los objetos del paciente se pueden utilizar para la terapia.

El entorno físico se establece para permitir que los pacientes funcionen de manera más independiente. En la unidad de rehabilitación, el personal de enfermería puede alentar al paciente a realizar tantas tareas de cuidado personal como sea posible.

En todos los casos, el terapeuta debe utilizar las tareas y actividades funcionales que se han identificado como importantes y significativas para sus pacientes. Varios estudios han demostrado que la cinemática del movimiento es diferente cuando uno realiza una tarea real en lugar de un ejercicio de rutina (Wu y col., 2000).

Lin y col. (1997) hicieron una revisión que usó el metaanálisis, el cual evidenció que las actividades con propósito específico producen mejor calidad de movimiento que solo realizar la actividad. De manera similar, Nelson y col. (1996) demostraron que después del EVC, las personas que realizaron un ejercicio integrado en el trabajo tuvieron significativamente mayor movimiento activo que las personas que hacían ejercicios de memoria. Estos estudios apoyan la idea de que el uso de tareas funcionales tiene efectos terapéuticos beneficiosos.

Higgins (1991) sugirió que las personas necesitan practicar actividades cotidianas funcionales para que la actividad que desarrollen sea más efectiva y eficiente. Debido a que las personas son únicas, sus patrones de desempeño y niveles de habilidad son individuales y varían entre las personas.

Por lo tanto, los terapeutas no deben esperar que una forma de realizar una tarea sea la más efectiva y eficiente para todos los pacientes. Los terapeutas deben alentar a los pacientes a experimentar la forma más exitosa para realizar tareas funcionales.

Los terapeutas deben reconocer que el tiempo diario es muy corto para trabajar con un paciente. En consecuencia, los terapeutas deben motivar a los pacientes para que en forma independiente continúen la terapia en su propio tiempo y espacio. También deben desafiar al paciente a encontrar diariamente nuevas formas de usar sus extremidades en rehabilitación. El objetivo es lograr que los pacientes usen sus extremidades sin pensar en ello.

Los terapeutas deben considerar los siguientes tres principios de aprendizaje motor:

- Usar prácticas aleatorias y variables dentro de contextos naturales en el tratamiento.
- Proporcionar cantidades variables de orientación física y comentarios verbales.
- Desarrollar en los pacientes, el análisis de tareas y las habilidades de resolución de sus problemas para encontrar sus propias soluciones a entornos domésticos y comunitarios.

El uso de práctica aleatoria es igualmente importante, porque implica practicar más de una tarea dentro de una sesión y evitar la práctica repetitiva de la misma tarea. También resulta interesante experimentar con diferentes herramientas para completar una tarea con el uso de diferentes herramientas o con entornos variados para realizar una tarea.

Cuando los terapeutas enseñan a los pacientes nuevas tareas o formas de realizar tareas aprendidas previamente, es posible que deban proporcionar orientación física y comentarios verbales. Sin embargo, la guía y los comentarios deben reducirse rápidamente para que la persona no se vuelva

dependiente de ellos. La función del terapeuta es capacitar a los pacientes sobre cómo realizar las tareas y la resolución de problemas durante el proceso de rehabilitación. Así, el paciente pueda hacer esas cosas por sí mismo. Desde el inicio de la rehabilitación, el terapeuta debe involucrar a los pacientes en hacer las tareas y guiarlos a través del proceso. A medida que se abordan los problemas ocupacionales, el terapeuta debe mantener a los pacientes motivados para tratar de encontrar diferentes soluciones a los problemas. El paciente debe adaptarse al entorno, modificar las tareas, y hacer uso de la tecnología de asistencia. Para muchos pacientes, el enfoque más rápido y efectivo para mejorar el desempeño ocupacional es adaptar la tarea o el entorno. Con capacitación en entornos variados, el paciente cambia de la asistencia, la modificación de tareas y la capacidad en entornos variados es uno de los medios más eficientes y efectivos para mejorar la independencia de movilidad de este paciente.

Para los pacientes que no pueden levantar sus brazos contra la gravedad (es decir, la flexión del hombro de grado 2 y los músculos de abducción del hombro), el uso de tecnología que minimice los efectos de la gravedad en sus brazos puede ayudar a fortalecer esos músculos débiles y permitir mayor rendimiento funcional (Peppen y col., 2005). Desafortunadamente, ha habido una aplicación limitada de este concepto en la extremidad superior.

3.3 Técnicas de tratamiento post EVC

Desde una perspectiva de terapia ocupacional, la función se define al uso de las extremidades para apoyar el compromiso en ocupaciones significativas. La Clasificación Internacional de Funciones de la Organización Mundial de la Salud es un sistema de clasificación útil que incluye las siguientes categorías:

- Deterioro de los sistemas y las estructuras corporales: los ejemplos incluyen paresia, espasticidad, pérdida sensorial y disminución del control postural.
- Limitaciones de la actividad: disfunción en el desempeño de tareas, como las actividades de la vida diaria y las tareas de ocio.

- Restricciones de participación: factor que limita o impide el cumplimiento de una función (por ejemplo, padre o trabajador).

Para poder medir la pérdida funcional de los pacientes y elegir la recuperación óptima después de un EVC se puede elegir entre una variedad de enfoques para el tratamiento. Estos son:

- Terapia de movimiento / Enfoque Brunnstrom (Teasell, 2016).
- Técnica de desarrollo neurológico (NDT, por sus siglas en inglés) / Enfoque Bobath (Raine y col., 2009).
- Enfoque Sensoriomotor / Enfoque Rood (Metcalfé y Lawes, 1998).

3.4 Enfoque de Brunnstrom

El enfoque Brunnstrom se desarrolló en la década de 1960 por Signe Brunnstrom (Teasell, 2016). Éste incluye siete etapas que consideran restaurar el control motor en todo el cuerpo después de sufrir un EVC. Este enfoque enseña a los pacientes cómo usar los patrones musculares de sinergia anormales para su beneficio. A continuación, se presentan las siete etapas de este enfoque:

Etapa 1: Flacidez

La parálisis flácida es el término médico para definir completa falta de movimiento voluntario. Esta etapa abarca el período inicial inmediatamente después del EVC. En el estado temprano de parálisis flácida, el paciente no puede iniciar ningún movimiento muscular en el lado afectado de su cuerpo (Figura 3.2). El término médico para esta pérdida de tono muscular es hipotonía. La hipotonía causa debilidad y a veces entumecimiento que interfiere seriamente con la calidad de vida del paciente. Como resultado los músculos pierden su tono muscular, se debilitan y comienzan a atrofiarse. Entonces, es indispensable realizar intervención temprana con rehabilitación física.

En esta etapa se requieren ejercicios de terapia y tratamientos que reducen la gravedad de la hipotonía. De igual manera, también el paciente requiere modificaciones en el estilo de vida para proteger a las extremidades afectadas de lesiones.

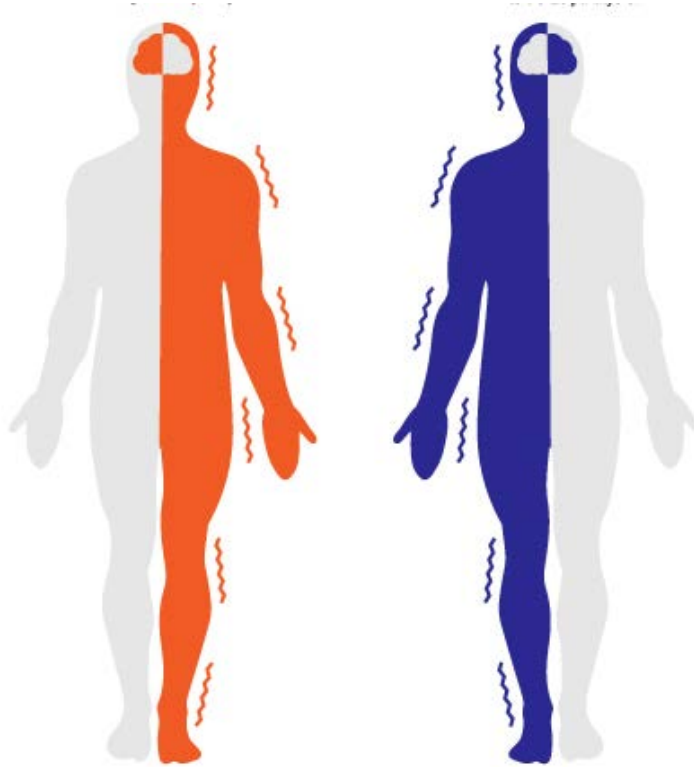


Figura 3.2 Se presenta parálisis total o parcial en la mitad del cuerpo contraria al daño cerebral. (Tomado de: <https://www.saebo.com/important-facts-first-stage-stroke-recovery/>)

Etapa 2: Lidiando con la aparición de la espasticidad

En la segunda etapa en la recuperación del EVC se comienzan a presentar sinergias básicas de las extremidades. Ciertos músculos se estimulan y activan, mientras otros comienzan a responder. Durante esta etapa las sinergias son involuntarias y se observan movimientos pequeños de flexión, extensión y espásticos. Entre el 30-40% de los sobrevivientes de un EVC también pueden desarrollar hipertonía elástica (espasticidad).

Las sinergias pueden limitar los músculos del paciente a ciertos movimientos, impidiéndoles completar los movimientos voluntarios que desean realizar.

Las sinergias de dos extremidades determinan las reacciones de un paciente a la recuperación muscular. La primera, la sinergia flexora, incluye la rotación externa del hombro, la flexión del codo y la supinación del antebrazo. El segundo, la sinergia extensora, incluye la rotación interna del hombro con la extensión del codo y la pronación del antebrazo.

Etapa 3: Aumento de la espasticidad

La espasticidad en los músculos aumenta y puede alcanzar su punto máximo durante la etapa tres de recuperación del EVC. La espasticidad causa aumento anormal de la rigidez muscular y el tono que puede interferir con el movimiento, el habla o causar molestias y dolor.

Durante esta etapa, también comienzan a surgir patrones de sinergia y se deben esperar movimientos voluntarios mínimos. El aumento del movimiento involuntario se debe a la posibilidad de iniciar el movimiento en el músculo, pero aún no controlarlo.

Etapa 4: decremento de la espasticidad

En esta etapa comienza a disminuir el movimiento de los músculos espásticos. Los pacientes recuperarán el control principalmente en las extremidades, pero tendrán capacidad limitada para moverse de manera normal.

El objetivo de rehabilitación durante esta etapa es fortalecer y mejorar el control muscular. Se puede iniciar la recuperación de la fuerza en las extremidades debido a mayor control motor y realización de movimientos normales y controlados, aunque de manera limitada.

Los terapeutas usan ejercicios de rango de movimiento asistido activo cuando un paciente con EVC tiene cierta capacidad para moverse, pero aún necesita ayuda para practicar los ejercicios o completar el movimiento.

El individuo podrá realizar cuatro movimientos de una manera autónoma, poder posicionar su mano detrás de su cuerpo, flexión de codo a 90° en posición pronación o supinación y elevación del brazo en una posición horizontal hacia enfrente.

Etapa 5: Combinación de movimientos complejos

En esta etapa, continua la disminución de la espasticidad y se coordinan los patrones de sinergia dentro de los músculos. Esto permite que los movimientos voluntarios se vuelvan más complejos. El paciente podrá realizar movimientos con mayor control y dirigidos a las extremidades afectadas por el EVC. Movimientos articulares aislados también podrían ser posibles.

Los movimientos que pueden ejecutarse por el individuo son: elevación de brazo en posición horizontal de lado, pronación y supinación del codo extendido y poder alzar la mano encima de la cabeza.

Etapa 6: La espasticidad desaparece

La espasticidad en el movimiento muscular desaparece totalmente o es casi imperceptible. Es posible tener movilidad de articulaciones aisladas y existe coordinación de los patrones de sinergia. El control motor está casi restaurado, y el paciente puede coordinar movimientos de alcance complejos en las extremidades afectadas. Los movimientos anormales o espásticos cesan y se puede alcanzar recuperación completa.

Etapa 7: Funcionamiento normal del miembro

En la última etapa se recupera la función completa en las áreas afectadas por el EVC. El paciente puede mover sus brazos, piernas, manos y pies de forma controlada y voluntaria. Al tener control

total sobre los movimientos musculares, los patrones de sinergia también se ejecutan con normalidad.

Esta técnica teorizó que los movimientos musculares espásticos y primitivos eran una parte natural del proceso de recuperación después de un EVC. Además, se desarrolló un enfoque que permite a los pacientes usar estos movimientos involuntarios en su beneficio en lugar de tratar de inhibirlos (Hoffman, 2018).

3.5 Enfoque Bobath

El enfoque se desarrolló en Londres en la década de 1940 por la fisioterapeuta Berta Bobath y el neurólogo Karel Bobath (Raine y col., 2009). Se enfatiza en la inhibición de patrones anormales musculares como las reacciones asociadas y sinergias en masa. Se basa en reconocimiento de la importancia de dos factores:

1. Cómo una lesión del cerebro provoca un retardo o detención de alguna o todas las áreas del desarrollo.
2. La lesión cerebral genera la aparición de patrones anormales de postura y movimiento, por la manifestación de la actividad refleja anormal.

La fisioterapia se usa para influir en la calidad de la respuesta motora. Se ajusta a cada paciente para utilizar la información sensorial y adaptar los movimientos. Se incluye la facilitación o inhibición neuromuscular, pero con frecuencia una combinación de ambos.

El contacto manual permite dirigir, regular y organizar información táctil, propioceptiva y vestibular. Por ello el terapeuta puede ayudar a dirigir el inicio del movimiento del paciente. Así como, apoyar y cambiar la alineación del cuerpo. Con esto, el paciente aplica menor fuerza para estabilizar los segmentos de su cuerpo.

El terapeuta elige los puntos clave de control, esto es las partes del cuerpo que controlan la postura y el movimiento. Los puntos clave distales en las extremidades superiores incluyen las manos. El terapeuta puede manejar de forma óptima estos puntos clave y facilitar la postura y el movimiento adecuado del paciente para desarrollar exitosamente cualquier tarea que se establezca.

En forma contraria, para la inhibición neuromuscular, el terapeuta puede anular los movimientos no deseados y evitar el desarrollo de patrones motores anormales. Con esto, el enfoque logra prevenir o redirigir aquellos componentes de un movimiento que son innecesarios e interfieren con el movimiento intencional y coordinado.

3.6 Enfoque Rood

El enfoque lo desarrolló Margaret Rood (Metcalf y Lawes, 1998), en la década de 1950, una terapeuta ocupacional. Es un método de facilitación e inhibición del movimiento que se centra en cuatro conceptos básicos:

1. La dualidad

Se refiere al mantenimiento del balance corporal y postural del cuerpo humano debido a la interacción de elementos antagonistas entre sí. Dependiendo del grupo muscular estimulado se puede obtener una activación o inhibición de las funciones antagonistas.

2. Secuencia ontogenética

Se refiere al desarrollo del control motor desde lo más básico a lo complejo y de lo distal hasta lo proximal.

3. La manipulación del sistema nervioso autónomo

Se debe comprender que los estímulos que se realizan desencadenan un efecto por cada nivel medular en un orden progresivo, en este caso se tiene:

- a. Dermatoma (la piel)
- b. Miotomas (control motor)
- c. Esclerotoma (estructura ósea)
- d. Angiotoma (vascularización)
- e. Vicerotoma (función visceral)

4. El nivel de excitabilidad de la célula del cuerno anterior

Se tiene un efecto en orden progresivo, por lo que, la respuesta será con base en los diferentes estímulos administrados, el número de veces y la intensidad de éstos. Añadiendo la presión ejercida sobre los músculos deseados a estimular, los comandos verbales, la estimulación visual, estimulación con estiramientos musculares, movilización articular rápida para aumentar el tono o lenta para disminuirlo.

La terapia ocupacional hace uso de los tres enfoques para mejorar el movimiento y calidad de vida del paciente. Cada enfoque lo selecciona el terapeuta con base en su criterio y experiencia. En el presente trabajo se seleccionó el enfoque Brunnstrom ya que nos permite identificar en etapas el desarrollo del paciente. Por consecuencia, se seleccionó la etapa cuatro como la mejor para poder emplear el sistema que se desarrolló. Ya que, en esta etapa, el paciente, por sí mismo, puede comenzar a realizar ejercicios y sin riesgo de sufrir alguna lesión significativa que arriesgue su avance.

3.7 Rehabilitación con base en realidad virtual

En los últimos años, la RV ha crecido extraordinariamente con el rápido avance de las tecnologías en el campo de la rehabilitación de EVC. La RV es una tecnología emergente con una variedad amplia de beneficios potenciales para muchos aspectos de la evaluación de la rehabilitación, el tratamiento y la investigación. La RV tiene alta capacidad para permitir la creación y el control de entornos dinámicos 3D, para registrar y medir la respuesta conductual. La RV ofrece opciones de evaluación clínica y rehabilitación que no están disponibles con métodos tradicionales (Schultheis & Rizzo, 2001).

La rehabilitación convencional proporciona efectos modestos y a veces retardados. Las tecnologías de realidad virtual ofrecen grandes oportunidades para el desarrollo de técnicas efectivas de evaluación y tratamiento de la negligencia porque proporcionan entornos ricos, multimodales y altamente controlables (Tsirlin y col., 2009).

La tecnología de RV y los videojuegos serios son terapias novedosas complementarias con la rehabilitación convencional que pueden aplicarse en la neuro-rehabilitación. Éstas pueden participar en la más rápida mejora de la parte superior del brazo después del EVC.

Turolla y col. (2013) evaluaron la efectividad del tratamiento de RV no inmersivo y la terapia convencional para la restauración de la función motora de la extremidad superior y su impacto en las actividades de las capacidades de la vida diaria en pacientes con EVC. Ambos tratamientos mejoraron significativamente la actividad de los pacientes. Pero la mejoría obtenida con la rehabilitación RV fue significativamente mayor que la que se logró con la terapia convencional de miembros superiores. La rehabilitación RV en pacientes después del EVC parece ser más efectiva que las intervenciones convencionales para restaurar las deficiencias motoras de las extremidades superiores y las capacidades funcionales relacionadas con la motricidad.

Glegg y col. (2016) establecieron el primer estudio que examinó cuantitativamente las barreras sociales, personales, externas y específicas de la tecnología para el uso de RV desde la perspectiva

de los terapeutas de lesiones cerebrales. Para tal fin, se pueden identificar y elegir las barreras y los facilitadores para apoyar la implementación de la rehabilitación con RV. El conocimiento del terapeuta es importante para identificar las necesidades del paciente y apoyan el refinamiento de las estrategias para incrementar la eficiencia de la rehabilitación con RV.

3.7.1 Modelo de rehabilitación con base en RV

Weiss y col. (2006) presentan un modelo que utiliza conceptos de la Clasificación Internacional de Funcionamiento, Discapacidad y Salud para guiar el uso de RV en rehabilitación (Figura 3.3). El modelo ilustra que el objetivo de usar RV en rehabilitación es ayudar al paciente a recuperar la función independiente en el mundo real. Las características o factores del entorno virtual interactúan con las características personales de los pacientes para determinar el desempeño de la tarea dentro del entorno virtual. El modelo indica que el terapeuta desempeña una función clave para facilitar la fase de transferencia del desempeño de la tarea dentro del entorno virtual al desempeño ocupacional en el mundo real.

3.7.2 Motivación y satisfacción de la vida

Kim & Park (2013) argumentaron que la RV proporciona la motivación de los factores de juego. Existe evidencia interdisciplinaria que sugiere que los factores relevantes en el diseño del juego, incluida la elección, la recompensa y los objetivos, conducen a mayor motivación y compromiso de los pacientes. Estos autores sugieren que el uso de videojuegos debería ser un complemento de la terapia convencional, ya que demuestra una evolución con mayor efectividad. Lohse y col. (2013) sugieren que los controladores de movimiento en la RV se pueden usar para practicar movimientos relevantes para la rehabilitación. Una mecánica de juego con diseño adecuado puede aumentar el compromiso y la motivación del paciente en la rehabilitación.

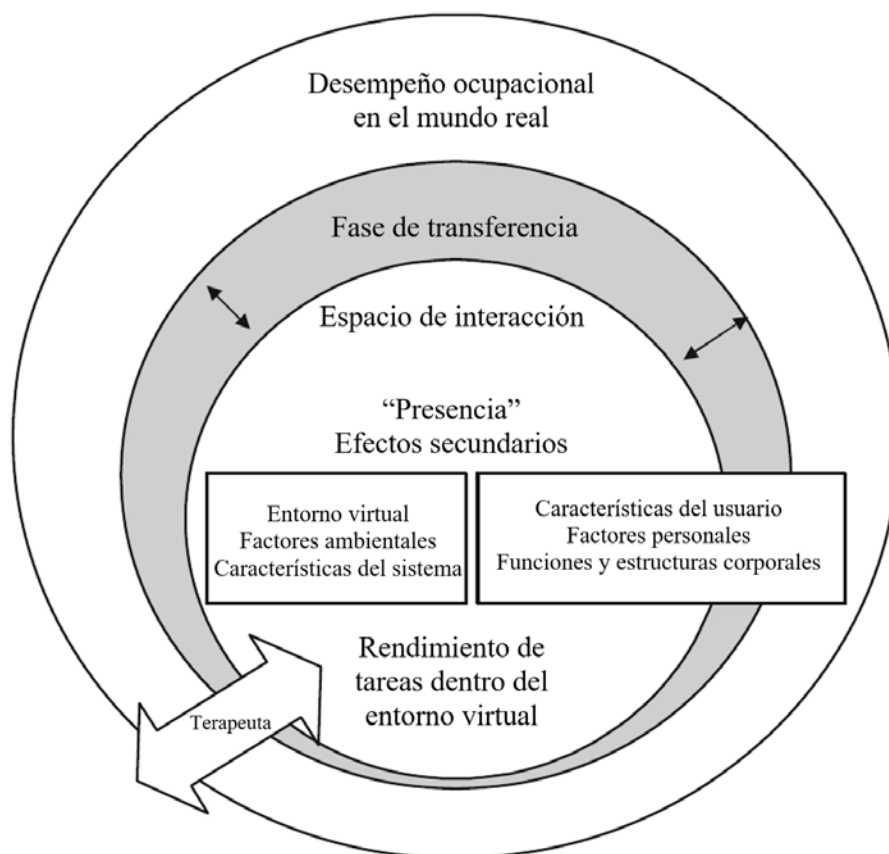


Figura 3.3 Modelo de rehabilitación con base en realidad virtual dentro del contexto de la terminología de los conceptos de Clasificación Internacional del funcionamiento, Discapacidad y Salud. (Tomado de: Weiss y col. 2006)

La rehabilitación efectiva del EVC debe ser temprana, intensiva y repetitiva. Sin embargo, puede conducir gradualmente a la pérdida de la motivación y el compromiso del paciente. El diseño de videojuegos, a menudo se asocia con participación del usuario, porque éste puede ofrecer información directa sobre cómo se pueden desarrollar sistemas más efectivos, agradables e interesantes para el paciente y aplicarse en un esquema de rehabilitación del EVC. Matijević y col. (2013) mencionaron que la RV tiene efectos positivos sobre el paciente y funciona como un método en el que la rehabilitación y la terapia se pueden ofrecer y evaluar dentro de un contexto funcional, útil y motivador.

3.7.3 Tiempo de práctica

Krakauer y col. (2012) muestran evidencia de modelos animales, donde se observa que se necesita una práctica abundante e intensiva en las primeras etapas de recuperación de una lesión cerebral. Por lo que el tiempo de práctica es un factor fundamental que apoya el aprendizaje motor. Schmidt (1988) mencionó que un mayor número de ensayos de práctica mejorará el aprendizaje, aunque la ley de la práctica establece que este efecto es más evidente en las primeras etapas del aprendizaje y disminuye con el tiempo. Además del número de ensayos, Kleim y Jones (2008) mencionaron que la intensidad de la práctica es otro factor clave que impulsa el cambio neuroplástico en la rehabilitación.

De hecho, las personas que se recuperan de un EVC requieren mayor número de repeticiones en comparación con las personas sanas para lograr mejoras en los resultados del movimiento (Cirstea y col., 2006). La flexibilidad de muchas aplicaciones de RV implica que el entrenamiento en entornos significativos y enriquecidos se puede proporcionar antes en la recuperación de una lesión del sistema nervioso central que los ejercicios convencionales. La RV maximiza el potencial para atacar procesos neuroplásticos y proporcionando la estimulación cortical necesaria para prevenir el deterioro funcional de las estructuras afectadas.

Laver y col. (2018) mencionaron que, en comparación con la rehabilitación convencional en un entorno físico, la rehabilitación con RV puede ofrecer el potencial de repetición masiva de ensayos de práctica. La automaticidad de muchos sistemas implica la facilidad de repetición de tareas consistentes, y los entornos virtuales pueden motivar a los pacientes a participar en más repeticiones o duración más larga de práctica en comparación con los ejercicios convencionales.

3.7.4 Práctica de tareas específicas

Los entornos virtuales pueden exhibir diversos grados de especificidad de tarea. Los entornos virtuales altamente inmersivos son los más específicos de la tarea. Éstos se diseñan para recrear las condiciones del entorno físico e incluyen la manipulación de las restricciones, desafíos u obstáculos ambientales del mundo real. Muchos de éstos permiten a los pacientes practicar tareas que aún no son factibles de realizar en el mundo real, como usar una silla de ruedas motorizada,

conducir un automóvil o cruzar la calle. Con esto, los entornos virtuales con tareas específicas reproducen habilidades realistas, difíciles o peligrosas de la vida real, pero proporcionan pruebas seguras y al mismo tiempo entornos de rehabilitación de capacitación.

Los entornos virtuales menos inmersivos son más bajos en la continuidad de la especificidad de la tarea y no incluyen la realimentación háptica que involucra una interacción como la que se experimenta en el mundo físico. Sin embargo, muchos entornos virtuales todavía se pueden considerar algo específicos de la tarea porque proporcionan condiciones de práctica en las que el paciente realiza tareas en las que utiliza movimientos corporales que son similares a los que se requieren al realizar la tarea en el entorno físico.

Las interfaces en RV también pueden mejorar la especificidad de la tarea; por ejemplo, se puede usar un guante con sensor para entrenar los movimientos de los dedos y las manos. Así como accesorios que imitan objetos de la vida real, como una raqueta de tenis o un palo de golf, se pueden conectar a un control remoto de mano. Los entornos virtuales más bajos en la continuidad de la especificidad de la tarea son aquellos que incluyen juegos basados en fantasía, donde la tarea a realizar no tiene equivalente en el mundo real. Además, algunos entornos pueden incluir atributos que refutan la especificidad de la tarea a favor de proporcionar condiciones de práctica mejoradas en comparación con las disponibles en el mundo real: por ejemplo; realimentación aumentada más abundante, mayores oportunidades para la repetición constante de tareas y un control óptimo sobre la parametrización de los niveles de desafío de la práctica.

3.7.5 Transferencia del aprendizaje

Lograr la transferencia del aprendizaje es primordial dentro de la rehabilitación. Las aplicaciones de RV que se usan para entrenar habilidades complejas en situaciones quirúrgicas, de vuelo o militares, por ejemplo, demuestran que es posible aprender habilidades en entornos virtuales y luego transferir este aprendizaje a un desempeño calificado en el mundo real (Bossard y col., 2008).

La transferencia se facilitará siempre y cuando la interacción con el entorno virtual y el procesamiento cognitivo requerido para el desempeño de la tarea es similar al requerido en el

entorno físico. De igual manera, si el entorno virtual proporciona información importante para el aprendizaje y aumenta la importancia de la práctica. La transferencia puede facilitarse cuando el entorno virtual requiere que el alumno se adapte a las demandas cambiantes, resuelva problemas diferentes y de soluciones a las tareas, aprenda de los errores, simplifique y segmente las tareas, y repita situaciones complejas variables.

También se mejora la transferencia y la generalización del aprendizaje en entornos individualizados, al copiar el entorno hogareño de los pacientes o modificar la presentación del estímulo de acuerdo con las necesidades y capacidades del paciente. Por ello, la rehabilitación ocupacional ha sido de gran impacto en personas que sufrieron algún EVC, ya que se centra en la realización de tareas de la vida cotidiana dentro de un ambiente similar al del paciente.

3.7.6 Práctica significativa

El aprendizaje se optimiza cuando los pacientes participan en tareas significativas que son un desafío óptimo (Kleim y Jones 2008). La repetición por sí sola no es suficiente para aprender; más bien, la práctica debe realizarse en el contexto de la adquisición de habilidades y debe proporcionar oportunidades para que los pacientes encuentren la solución a la tarea de movimiento. Debe haber intersección óptima entre el esfuerzo cognitivo que se requiere para que el paciente participe en actividades de resolución de problemas durante las repeticiones de movimiento y la naturaleza desafiante de la tarea.

La RV ofrece entornos enriquecidos que contribuyen al significado y la importancia de la tarea. Los pacientes que se someten a rehabilitación pueden beneficiarse de esta mayor interacción con un entorno enriquecido. Los estudios que utilizan modelos animales demuestran que el enriquecimiento ambiental de las condiciones de la vivienda mejora las capacidades de procesamiento cognitivo a través del cambio neuroplástico en la corteza cerebral, mejora el aprendizaje, la resolución de problemas, y el rendimiento cognitivo después del daño cerebral (Nithianantharajah & Hannan, 2006).

Sin embargo, los pacientes no siempre desarrollan actividades terapéuticas con duración significativa durante la hospitalización. El uso de la RV puede ser una opción para hacer que las

condiciones de práctica enriquecidas con el medio ambiente sean más accesibles para las personas con discapacidades sensoriales o motoras. La naturaleza orientada a objetivos de muchas tareas en entornos virtuales puede mejorar el compromiso cognitivo con la tarea y, por lo tanto, su importancia. Los juegos de RV generalmente tienen objetivos que progresar en términos de dificultad. Trabajar para lograr un objetivo puede mejorar la atención y la concentración en la terapia, lo que puede aumentar la eficacia de las intervenciones de rehabilitación. Trabajar para alcanzar el objetivo de lograr un score alto en un juego, por ejemplo, en niños puede incrementar el deseo de la terapia (Gordon & Okita, 2010).

La familiaridad de los videojuegos disponibles comercialmente puede mejorar su significado y notoriedad para los pacientes en rehabilitación. Mouawad, Doust, Max y McNulty (2011) sugieren que la familiaridad de los participantes en su estudio con la consola Nintendo Wii es un factor que puede tener una mayor motivación y aprendizaje motor. En un estudio cualitativo de fisioterapeutas que utilizan la Wii con niños y jóvenes con lesión cerebral adquirida, los terapeutas comentaron que sentían que la familiaridad de los juegos alentaba a los niños a moverse y participar en la terapia (Levac y col., 2011).

La RV se enlaza a otros tipos de terapia. Por ejemplo, el entrenamiento en cinta de correr con soporte de peso corporal (BWSTT) y la terapia de movimiento inducido por restricción (CIMT) para mejorar la importancia de la práctica repetitiva requerida en estas intervenciones. En BWSTT, un entorno virtual con el que el paciente interactúa mientras camina en una cinta puede agregar motivación para practicar una tarea de caminar repetitivamente a través de la experiencia de ser parte de una actividad como caminar por una calle (Walker y col., 2010). Los juegos de Nintendo Wii también se han utilizado durante los programas de CIMT para niños con la justificación de que pueden aumentar la participación en la práctica de tareas dadas las largas horas de entrenamiento requeridas por el protocolo.

3.7.7 Realimentación aumentada

La realimentación aumentada es la información proporcionada sobre una acción que complementa la realimentación inherente típicamente recibida del sistema sensorial. Es un factor importante que apoya el aprendizaje motor (Schmidt, 1988).

La naturaleza de la realimentación se puede clasificar como conocimiento del rendimiento (KP), información sobre cómo una persona realizó un movimiento, conocimiento de los resultados (KR) o información sobre si el movimiento produjo la meta deseada. La realimentación se puede proporcionar durante la prueba práctica (concurrente) o después de su finalización (terminal). Se puede proporcionar con una frecuencia establecida, ya sea como un resumen después de un cierto número de pruebas, o con menos frecuencia a medida que el aprendizaje evoluciona.

Los entornos virtuales ofrecen realimentación auditiva, visual o táctil. Ésta es intuitiva, interpretable, proporcionada en tiempo real y mejorada en precisión y consistencia en comparación con lo que está disponible en el mundo real. Dado que muchos sistemas de realidad virtual proporcionan abundantes comentarios en todas estas formas, los médicos tienen la oportunidad de seleccionar el tipo de comentarios que sería más favorable para el aprendizaje en el contexto de las deficiencias particulares de un individuo.

Las tecnologías de realidad virtual pueden proporcionar realimentación KP que representa la cinemática del movimiento, la actividad muscular o la generación de fuerza. Pueden proporcionar KR a través de la realimentación visual de la puntuación del juego o el número de intentos exitosos versus no exitosos. También proveer, realimentación auditiva que refleje si el movimiento resultó en un resultado exitoso, o mediante una recopilación de información resumida para transmitir el conocimiento de los resultados al usuario.

La realimentación háptica en muchos sistemas de RV proporciona realimentación propioceptiva; sobre el contacto de una parte del cuerpo con un objeto virtual. Este tipo de realimentación (háptica) puede aumentar el realismo de la interacción y puede ser importante para la activación de redes sensoriales-motoras. Adamovich y col. (2009) sugirieron que la realimentación táctil que

produce una interfaz robótica al entorno virtual mejora la experiencia sensorial y otorga fuerzas que imitan mejor la interacción con los objetos en el mundo real.

3.7.8 Obstaculización del aprendizaje motor con entornos virtuales

Las características de algunos sistemas de RV pueden ser perjudiciales para el aprendizaje motor por varias razones, particularmente en pacientes con discapacidades neurológicas (Weiss y col., 2014):

1. Los sistemas de realidad virtual que se basan en juegos disponibles en el mercado, donde hay pocas opciones de entrenamiento sin la posibilidad de individualizar los parámetros de tratamiento o manipular los niveles de desafío, pueden limitar la accesibilidad del entrenamiento de entornos virtuales en personas con impedimentos motores o cognitivos; por tanto, las tareas de realidad virtual se tornan frustrantes, difíciles o físicamente imposible de realizar.
2. La literatura sobre el aprendizaje motor sugiere que la realimentación es conveniente en las primeras etapas del aprendizaje de una habilidad motora, pero no se debe confiar en ella durante el entrenamiento. La confianza en la realimentación abundante, inmediata o consistente proporcionada por algunos entornos virtuales puede causar dependencia en las condiciones de la práctica de entorno virtual para un desempeño exitoso.
3. Los sistemas de juegos de RV pueden proporcionar comentarios imprecisos o desalentadores. Por ejemplo, la realimentación KP que los juegos de Nintendo Wii proporcionan no siempre reflejan con precisión los movimientos que el paciente realiza. De igual manera, los juegos pueden no provocar los movimientos específicos que se ven afectados o que deberían promoverse en poblaciones neurológicas.
4. La abundancia de realimentación visual y auditiva dentro de ciertos entornos virtuales puede ser demasiado abrumadora para los pacientes con deficiencias cognitivas, de memoria o de atención en los procesos de aprendizaje motor.

3.7.9 Resaltar el aprendizaje motor dentro de la terapia basada en RV

La naturaleza interactiva de la mayoría de las intervenciones de rehabilitación sugiere que el terapeuta será un factor importante en la efectividad del tratamiento (Whyte y Hart, 2003). Aunque está claro que los sistemas de RV dependen del hardware y el software, su uso en todas las situaciones de rehabilitación requiere que los médicos tomen decisiones sobre la idoneidad de la intervención para el paciente. Así, como la implementación de los parámetros de tratamiento y la progresión a través de diferentes niveles del juego o tarea.

Los médicos también deben considerar la seguridad del paciente, el costo y la evidencia de efectividad en comparación con otros tipos de intervenciones. Mientras que Mirelman y col. (2008) argumentaron que los entornos virtuales que brindan realimentación motivadora e interpretable no requieren que el médico esté presente en todo momento, el uso de RV también puede amplificar y mejorar la experiencia y efectividad de los médicos. La automaticidad de la entrega de tareas dentro de los entornos virtuales puede permitir al terapeuta concentrarse mejor en observar el desempeño del movimiento y promover estrategias efectivas, incluso si la tarea es compleja. Lange y col. (2012) sugirieron que al incrementar la popularidad de los sistemas de RV, la función principal del terapeuta será promover la transferencia de las ganancias de rehabilitación al rendimiento en el mundo real.

Las siguientes recomendaciones se proporcionan para ilustrar cómo los médicos pueden promover el aprendizaje motor dentro de la terapia basada en RV:

1. Familiarizarse con los aspectos prácticos y las características del sistema RV y sus aplicaciones para comprender los atributos que pueden aprovechar las variables de aprendizaje motor o que pueden dificultar el aprendizaje motor.
2. Mantenerse actualizado con la literatura científica para evaluar el nivel de evidencia sobre cómo la capacitación en el entorno virtual de interés puede promover la transferencia del aprendizaje a actividades funcionales de la vida real.

3. Adoptar un enfoque centrado en el paciente al considerar la intersección entre las posibilidades de un sistema de RV y las capacidades del paciente en relación con las posibles deficiencias en los procesos de aprendizaje motor. Debido a problemas cognitivos, de memoria o de atención específicos. No todos los pacientes son candidatos para usar ciertos sistemas de RV.
4. Establecer objetivos que se centren en el paciente para la terapia basada con RV y se dirijan a diferentes niveles de la Clasificación Internacional de Funcionamiento, Discapacidad y Salud, así como a las deficiencias en las estructuras y funciones del cuerpo, limitaciones de actividad o restricciones de participación.
5. Considerar la diferencia entre rendimiento y aprendizaje al reconocer que el rendimiento mejorado de una sesión de terapia se considera aprendizaje solo cuando las mejoras se retienen con el tiempo. En lugar de centrarse en el rendimiento de un paciente durante la sesión de terapia, se debe concentrar en cómo las habilidades que se practican en el entorno virtual pueden transferirse para su uso en actividades y entornos de la vida real. Resaltar las similitudes entre los movimientos en el entorno virtual y los requeridos en el mundo real.
6. Aplicar consideraciones adicionales cuando se utilizan sistemas de juego disponibles en el mercado. Ya que los sistemas de juego no se diseñaron para la rehabilitación. Hay que considerar, que hay muchas menos oportunidades para calificar el nivel de dificultad de la tarea. Es primordial, observar el movimiento del paciente, ya que estos sistemas ofrecen mucho potencial para la compensación en forma de trampa y es posible evitar movimientos terapéuticamente que son beneficiosos para la rehabilitación del paciente.
7. Agregar adaptaciones terapéuticas que puedan ayudar a dirigir la transferencia y la generalización al mundo real.

8. A medida que las habilidades del paciente mejoran, el médico o el terapeuta debe modificar continuamente las tareas a través de la progresión y la manipulación de las opciones de sistema disponibles para individualizar y apuntar a diferentes niveles de desafío.

3.7.10 Agudeza visual versus resolución de pantalla

Una de las limitaciones para representar fielmente objetos del mundo real en un entorno virtual es la resolución del sistema de visualización. Idealmente, para proporcionar al paciente la misma fidelidad ambiental que recibe en el mundo físico, las pantallas del entorno virtual deben coincidir con la resolución del sistema visual humano. La agudeza visual estándar de separación de puntos del ser humano es de 1 minuto de arco (30 ciclos / grados) y se conoce comúnmente como visión 20/20 (Weiss y col., 2014).

En consecuencia, el ángulo visual de un píxel debería coincidir con esta resolución de arco de 1 minuto. Esto puede ser un desafío difícil para muchos sistemas RV. La resolución de la pantalla se puede calcular dividiendo el número de píxeles [horizontales o verticales] en el campo de visión visual (FOV) que abarcan esos píxeles, es decir, grados / píxeles de la pantalla (Cruz-Neira y col., 1992). En consecuencia, si la resolución de la pantalla es fija, entonces el gradiente / píxel se puede manipular cambiando la distancia del espectador de la pantalla. Dado un número fijo de píxeles, la resolución de grados / píxel se puede aumentar reduciendo el FOV o disminuyendo al aumentar el FOV. En muchas aplicaciones, el usuario se esfuerza por maximizar ambos parámetros en un esfuerzo por igualar tanto la resolución como el FOV del sistema visual humano. Esta compensación es una de las limitaciones importantes que los usuarios de RV deben enfrentar al diseñar su aplicación.

3.7.11 Requisito de estereovisión e implicaciones

La estereovisión percibe una sensación de profundidad (vista tridimensional) en la que los dos ojos capturan vistas bidimensionales del mismo objeto desde una perspectiva ligeramente diferente (Weiss y col., 2014). Las configuraciones de RV crean una ilusión de profundidad de diferentes maneras. Para los movimientos que se realizan al hacer una flexión del hombro de la extremidad superior, la producción de una trayectoria suave de la mano en el espacio de trabajo requiere que

el sistema nervioso central realice una transformación sensoriomotora de la distancia entre las posiciones inicial y final de la mano. Tal como se define en las coordenadas de configuración de la articulación del brazo interno (flexión, extensión, rotación) y en coordenadas visuales externas de la posición del objetivo (vertical, horizontal y profundidad; x, y, z).

El cambio en la posición de la mano se puede lograr cambiando el marco de referencia del brazo, mientras que el camino de la mano puede surgir por cambios continuos en la configuración de múltiples articulaciones en función de restricciones de rendimiento específicas. Si no se perciben correctamente las coordenadas reales del objeto a alcanzar en el espacio, se producen errores en el rendimiento en varios niveles.

La interacción del paciente con los objetos virtuales proximales es un atributo principal que proporciona la mayoría de las aplicaciones de RV y que pueden afectar el rendimiento del sistema. La mayoría de los pacientes requieren que el entorno virtual proporcione estereovisión para trabajar efectivamente con objetos a corta distancia. La estereovisión requiere que el software generador de imágenes conozca la posición y orientación actuales de la cabeza del usuario en el espacio para que se puedan presentar las vistas en perspectiva correctas para cada ojo. Sin dicha información, la presentación estéreo del mundo parece distorsionada y se mueve de manera incompatible con lo real. Dichas distorsiones inesperadas del entorno pueden interferir con la sensación de presencia o sentido de inmersión del paciente (Slater y col., 2009). Éste es un componente trascendental que puede cambiar el rendimiento del paciente en el entorno virtual.

En el pasado, el tiempo de representación y la latencia de seguimiento eran una combinación poderosa que podía tener efectos adversos en el rendimiento. Sin embargo, con el estado actual de las computadoras de gama alta, el tiempo de renderizado ha disminuido significativamente hasta el punto de que, por lo general, el retraso en la comunicación del rastreador de posición es la principal restricción para la presentación. Pero con el aumento de la potencia de la computadora, la complejidad y la sofisticación de las imágenes que se generan también han aumentado. El resultado neto es que los tiempos de representación (tasa de refresco) se han mantenido más o menos iguales, pero la calidad de la imagen ha aumentado dramáticamente. También es importante distinguir entre el tiempo de representación (tasa de refresco) y la latencia del sistema. La latencia

del sistema se manifiesta como retraso en el transporte debido a retrasos intrínsecos en el sensor y las pantallas y retrasos en la comunicación entre el usuario y la generación de imágenes y la simulación ambiental.

3.7.12 Estereovisión y sus limitaciones en RV

La introducción de la estereovisión en un entorno virtual proporciona muchas ventajas y algunos inconvenientes. Agregar estereovisión permite:

- Una percepción más natural de las señales de objetos cercanos del entorno visual.
- El tamaño, la distancia, la ubicación y la navegación a los objetos se vuelven más familiares y menos ambiguos para el paciente.

Sin embargo, el rendimiento del sistema se afecta. Se deben presentar dos puntos de vista independientes al usuario (ojo derecho y ojo izquierdo) para habilitar la estereovisión. En la mayoría de las pantallas montadas en la cabeza (HMD), cada ojo ve un canal visual separado donde se fijan la resolución y la velocidad de fotogramas. Dichos sistemas muestran características de visualización que difieren poco de las presentaciones monoscópicas a las estereoscópicas. Sin embargo, los sistemas que se basan en proyección, que necesitan mostrar dos puntos de vista independientes en la misma pantalla, pueden exhibir cambios significativos en el rendimiento de la pantalla. Para producir vistas independientes, algunos sistemas con base en proyección usan lentes de obturación, junto con video secuencial de campo sincronizado, para presentar la información del ojo derecho y luego izquierdo en la escena (Weiss y col., 2014).

Además, para evitar el parpadeo de 30 Hz de la imagen estéreo, que generalmente acompaña a una frecuencia de refresco de un solo cuadro de 60 Hz, la frecuencia de refresco debe aumentarse a 120 Hz para una frecuencia estéreo prácticamente sin parpadeo de 60 Hz para la resolución vertical más alta. La cuantificación de la profundidad resultante del muestreo de la escena puede afectar negativamente las percepciones de un observador y puede conducir a un error en la percepción de profundidad de los objetos virtuales por parte del espectador.

3.7.13 Objetos físicos y virtuales coexistentes

Una de las ventajas que los sistemas de RA y con base en proyección ofrecen a los pacientes es la capacidad de ver objetos físicos y virtuales simultáneamente. Esto permite al paciente ver directamente su propio cuerpo, extremidades y manos o las de otra persona en el entorno. En consecuencia, no se necesita gastar energía en modelar o renderizar réplicas deficientes de lo real. Este enfoque mejora el rendimiento gráfico y el de la tarea manual.

El tamaño y la ubicación de los objetos físicos y virtuales introducen la capacidad de interactuar con objetos de ambos mundos. Esto, hace que el entorno sea una herramienta más poderosa para la creación de prototipos y para las interacciones realistas con los objetos del entorno. Pero la relación cinética puede producir anomalías en el mundo visual, cuando los objetos virtuales y físicos coexisten (Banks y col., 2008). Por ejemplo, en sistemas con base en proyección, los objetos físicos pueden ocluir objetos virtuales, pero lo contrario no ocurre. Los sistemas de visualización de RA con base en HMD no sufren este problema, ya que la imagen se proyecta unos pocos milímetros delante del ojo del espectador. Los sistemas HMD RA tienen distorsión de representación diferente, ya que es difícil colocar un objeto virtual detrás de un objeto físico si tienen líneas de visión comunes.

La señal de distancia de oclusión tiende a hacer que el objeto virtual aparezca frente al físico. Pero la interacción específica depende de las condiciones particulares de visualización y la capacidad de enfoque de los pacientes que se degrada con la edad. En muchos sistemas, el conflicto entre estímulos acomodativos y de convergencia que proporcionan objetos físicos y virtuales adyacentes dentro del espacio de trabajo puede provocar fatiga visual y problemas de visibilidad en el entorno.

En sistemas con base en proyección 3-D como CAVE y para sistemas RA la interacción con objetos físicos y virtuales concurrentes son una consecuencia natural de su diseño. Sin embargo, las características ópticas de los objetos físicos y virtuales pueden ser muy diferentes. Un objeto físico a 30 centímetros de distancia produce estímulos convergentes, acomodativos y estéreo que están de acuerdo. Los objetos virtuales pueden producir convergencia congruente y estímulos

estéreo para un objeto a un pie de distancia, pero el estímulo acomodativo lo determina el sistema óptico del entorno.

En consecuencia, es posible que la vergencia y la acomodación entren en conflicto entre sí cuando existen objetos físicos y virtuales simultáneamente dentro del espacio de trabajo de un entorno virtual. Cuando se introduce un objeto físico cerca de la ubicación de un objeto virtual, y si hay gran diferencia en el estímulo para acomodar cada objeto, el resultado visual puede ser que uno de los dos objetos se vuelva borroso y parezca duplicado.

Esta condición de doble elección forzada que se aplica al paciente cuando interactúa con objetos físicos y virtuales puede limitar la forma en que aplicamos esta tecnología y también puede asociarse con errores de juicio a distancia. Existe una pequeña mejora, con pantallas de alto contraste y alta luminosidad. Ésto puede compensarse ligeramente por el aumento de la profundidad de enfoque debido a la contracción de la pupila del ojo.

3.7.14 Influencias de la visión periférica y central en la percepción

La interacción de la información sensorial visual y vestibular puede afectar profundamente nuestro sentido del movimiento dentro de un entorno virtual. Cuando el campo de visión es mayor de 20 a 40 °, el campo visual periférico se activa y el movimiento de los objetos en el campo ambiental produce la ilusión de auto movimiento en el sujeto. Este efecto se ha utilizado para una variedad de situaciones, desde entretenimiento en la sala hasta simulación de vuelo. El rendimiento de un operador humano con solo una pantalla FOV central puede mejorarse dramáticamente si se agregan señales de movimiento verídico o si el FOV se expande para cubrir la retina periférica.

La adición de movimiento físico estimula los sensores vestibulares que producen información de velocidad o derivación que ayuda al operador durante el seguimiento. Sin embargo, los estudios neurofisiológicos muestran que el movimiento visual en la retina periférica puede afectar los cambios en la actividad de las células que también transportan información del movimiento vestibular desde los canales semicirculares. Esta observación sugiere que la presentación de imágenes que se extienden hasta la periferia le brinda la oportunidad a la retina periférica de utilizar

esta información de velocidad de manera similar al movimiento percibido vestibularmente y, a su vez, proporcionar al operador humano información que puede ayudar a la aceptación del paciente de la pantalla virtual como real tanto como una baja latencia de respuesta del sistema (Weiss y col., 2014).

3.7.15 Importancia de la constancia de tamaño para la percepción de objetos

Cuando se usa un sistema RV, supóne que muchos de los atributos importantes que ofrece el mundo físico estarán disponibles. Sin embargo, ese no es siempre el caso, a menos que se generen las señales visuales adecuadas en el entorno virtual. Los entornos que carecen de dicha información pueden conducir a percepciones distorsionadas del mundo virtual. Uno de estos atributos importantes es la constancia de tamaño.

La ausencia de constancia de tamaño puede dar como resultado que los objetos virtuales se perciban demasiado grandes, demasiado pequeños, demasiado cercanos, demasiado lejanos o que cambien de tamaño dinámicamente a medida que cambia la distancia de visualización. Estas percepciones erróneas afectan en gran medida la utilidad del mundo virtual para proporcionar un entorno en el que aprender y manipular objetos sea adecuado. Por lo tanto, es importante saber qué señales son necesarias para la constancia de tamaño para que las percepciones de las personas en el mundo virtual imiten a las del mundo físico (Connelly y col., 2010).

3.7.16 Comportamiento motor en la realidad virtual

La caracterización del comportamiento motor es importante para determinar cómo interactúa el paciente con el entorno de RV. La validez del comportamiento motor se define como movimientos que se realizan con parámetros temporales y espaciales, patrones de activación muscular y fuerzas articulares similares a los que se realizan en el entorno físico (Weiss y col., 2014). También hay medidas sustitutivas del comportamiento motor que incluyen el gasto de energía y los sustratos neurales que proporcionan fuentes adicionales de validez. En las siguientes secciones, el comportamiento motor se describe en tres categorías:

- Rendimiento del movimiento: Los parámetros de suavidad, velocidad, precisión y variabilidad definen el correcto funcionamiento del efector final (mano o pie) o todo el cuerpo a la ubicación deseada.
- Calidad del movimiento: Proporciona una descripción de los aspectos temporales y espaciales de los intervalos de movimiento de las articulaciones y las señales electromiográficas (EMG) o los patrones de movimiento que subyacen al movimiento del punto final.
- Medidas sustitutivas de movimiento: Describe medidas sustitutivas o marcadores de rendimiento más allá de los descritos por la cinemática.

3.7.17 Nivel de rendimiento: rectitud de movimiento

A medida que el brazo se aleja del cuerpo para alcanzar objetos, el punto final (mano) sigue una trayectoria en línea recta. Aunque puede parecer simple de realizar, el movimiento en línea recta requiere alto grado de coordinación entre las articulaciones, donde todos los movimientos articulares comparten un marco de tiempo común y se mueven de la manera ordenada.

A diferencia del punto final, las articulaciones de las extremidades (por ejemplo, hombro, codo) siguen trayectorias angulares curvas que se relacionan entre sí de manera no lineal. Es la relación específica entre los movimientos de las articulaciones adyacentes lo que permite al sistema generar el movimiento en línea recta comúnmente observado del punto final.

Las medidas de la desviación de la ruta de las rutas más cortas posibles se pueden utilizar para diagnosticar el deterioro motor y evaluar la recuperación de la extremidad superior en el nivel de rendimiento. Por ejemplo, la desviación absoluta de las trayectorias en línea recta de la mano se utiliza para comparar los movimientos que realizan pacientes sanos en entornos físicos y los de aquellos con EVC que se realizan en entorno virtual en comparación a los realizados en entornos físicos (Liebermann y col., 2012).

3.7.18 Nivel de rendimiento: suavidad de movimiento

La suavidad de movimiento es una característica particularmente relevante cuando se realizan tareas motoras funcionales con la extremidad superior, como desplazar una taza de té o realizar un movimiento de puntería. Los movimientos suaves comienzan a velocidad cero y generalmente se caracterizan por perfiles de velocidad tangenciales simétricos en forma de campana. La extremidad se acelera y luego desacelera para volver a la velocidad cero cuando se acerca a un objeto o se termina el movimiento. Esta característica robusta del movimiento de punto final saludable se ha observado para los movimientos de alcance plano, así como para los movimientos 3D del brazo. Sin embargo, puede no relacionarse con la trayectoria que se sigue para alcanzar un objeto. Se espera que el perfil de velocidad durante el movimiento máximo liso característico de individuos sanos sea unimodal y simétrico, mostrando velocidad máxima en aproximadamente 50% del tiempo de movimiento.

3.7.19 Nivel de rendimiento: precisión de movimiento

La precisión del movimiento se define como una función de la velocidad del movimiento de acuerdo con los criterios de la ley de Fitts (Fitts, 1992). En consecuencia, los movimientos más rápidos se asocian con menor probabilidad de finalizar el movimiento con precisión en una ubicación determinada en el espacio. Los movimientos se caracterizan por una relación directa lineal entre los errores en la precisión del movimiento y la velocidad del movimiento. Cuando la velocidad del movimiento aumenta, el error en la precisión también lo hace proporcionalmente. Esta relación ha sido ampliamente investigada y es robusta en la mayoría de las condiciones y en varias poblaciones. Sin embargo, las poblaciones de pacientes con discapacidad en las extremidades superiores tienden a hacer movimientos más lentos. Si bien la ley de Fitts predeciría mayor precisión con un movimiento de alcance más lento, es posible que la ley no se cumpla bajo ciertas condiciones clínicas (Cirstea y Levin, 2000).

3.7.20 Nivel de calidad de movimiento

Se pueden utilizar medidas de rendimiento adicionales para evaluar la calidad del movimiento con respecto a los elementos de movimiento que contribuyen al movimiento global del punto final.

Los movimientos pueden caracterizarse en términos del número de articulaciones (grados de libertad, DOF) involucradas en la tarea y el intervalo total de rotación de cada articulación (rango de movimiento, ROM).

Las fuerzas de punto final para extremidades superiores solo se producen cuando la extremidad interactúa con un objeto o una superficie. El punto final (dedo, mano) no produce fuerza para moverse a través del espacio, sino que el movimiento ocurre cuando se producen fuerzas en las articulaciones individuales más proximales en una dirección apropiada para conducir el punto final hacia la meta deseada. Este factor es importante, especialmente para evaluar cómo interactúa la mano en la RV cuando no se proporciona realimentación háptica (táctil / fuerza) al paciente, ya que la falta de fuerzas interactivas afecta la producción del movimiento (Hibbard y Bradshaw, 2003).

3.7.21 Medidas sustitutivas de movimiento

Los movimientos corporales y los comportamientos motores pueden caracterizarse no solo por la cinemática, sino también por otras medidas sustitutivas del movimiento. Por ejemplo, las características metabólicas y fisiológicas, así como las correlaciones neurales del movimiento.

Se espera que los movimientos alentados por los entornos virtuales, que se diseñaron para simular situaciones de la vida, tengan demandas fisiológicas similares a las que se realizan en entornos físicos. La rehabilitación sensoriomotora se centra tradicionalmente en mejorar aspectos específicos del movimiento, como el rendimiento o las variables de calidad del movimiento; sin embargo, las respuestas fisiológicas se involucren en la recuperación de la independencia funcional.

3.7.22 Uso de movimientos compensatorios para alcanzar

Tres estudios evaluaron el efecto de los movimientos de alcance y agarre realizados en RV (Liebermann y col., 2012). Los cuales se centraron en el análisis del uso de movimientos compensatorios del tronco en sujetos con EVC. En los estudios se analizaron los movimientos de alcance realizados en ambientes físicos y en entornos virtuales. Se descubrió que en un entorno

virtual ya sea 2D, visto por una pantalla grande, o 3D, visto a través de un HMD, se redujo el movimiento excesivo del tronco.

El uso compensatorio del tronco también disminuyó en los sujetos con EVC al hacer movimientos de alcance en un entorno virtual usando HMDs en comparación con una pantalla grande (Subramanian & Levin, 2011).

CAPÍTULO 4

Antecedentes de la realidad virtual y estado del arte

A continuación, se presenta una breve historia de la tecnología y las aplicaciones de realidad virtual en los últimos años.

Philco Corporation creó en 1961 la primera cabecera de pantalla denominada "Headsight" (Haller, 2006). Ésta tuvo un sistema de seguimiento de pantalla y se vinculó a un circuito cerrado de televisión. Era de uso exclusivo militar y permitía que una cámara remota imitara el movimiento de la cabeza y permitiera que el usuario pudiera mirar en todo su entorno (Figura 4.1)

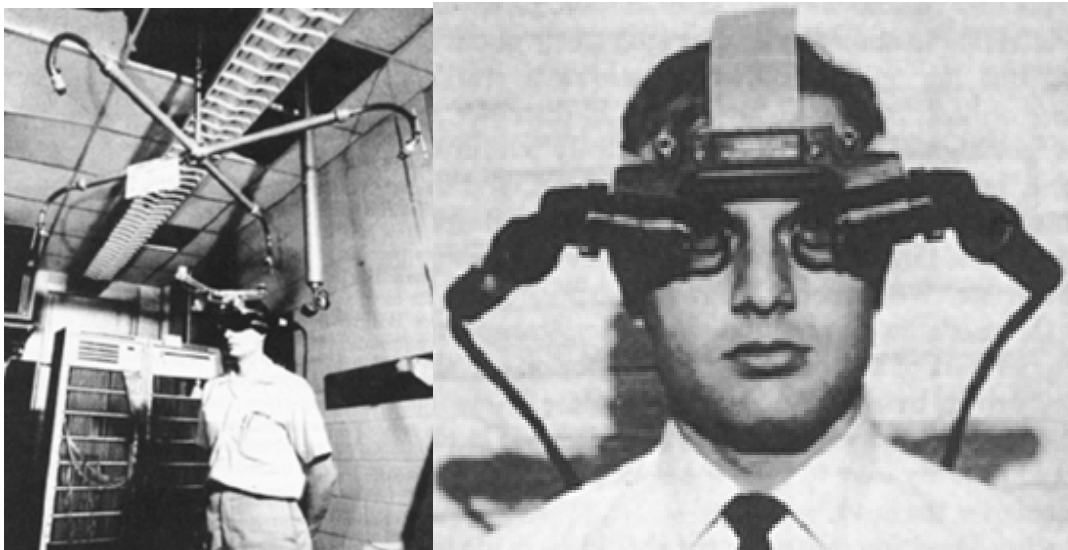


Figura 4.1 Primera cabecera de pantalla (HMD) Headsight. (Tomado de: <http://realidadva.blogspot.com/2013/06/historia-de-la-realidad-virtual-y-la.html>)

El primer auge de la realidad virtual moderna ocurrió durante los años 60. El sistema lo diseñó Morton Heilig en 1962 (Trilnick, 1962); quien se conoce como como el padre de la realidad virtual. La primera máquina de inmersión sensorial o de realidad virtual se conoció como Sensorama (Figura 4.2). Este sistema fue capaz de mostrar imágenes estereoscópicas en 3D en una vista de

gran ángulo. Tenía sonido estéreo, contaba con pistas para la energía eólica y aromas que se activaban durante la película.



Figura 4.2 Cartel del simulador Sensorama. (Tomado de: <https://proyectoidis.org/sensorama/>)

En el año de 1968 Ivan Sutherland y Bob Sproull, diseñaron y crearon el primer HMD (Haller, 2006). Este HMD fue diseñado para mostrar al espectador objetos en 3D. Los objetos 3D eran generados mediante una computadora. A través de los lentes del casco empleando tubos de rayos catódicos, eran proyectadas imágenes de manera estereoscopia. Los HMDs contaban con acelerómetros para poder obtener su ubicación y orientación en el espacio. (Figura 4.3).

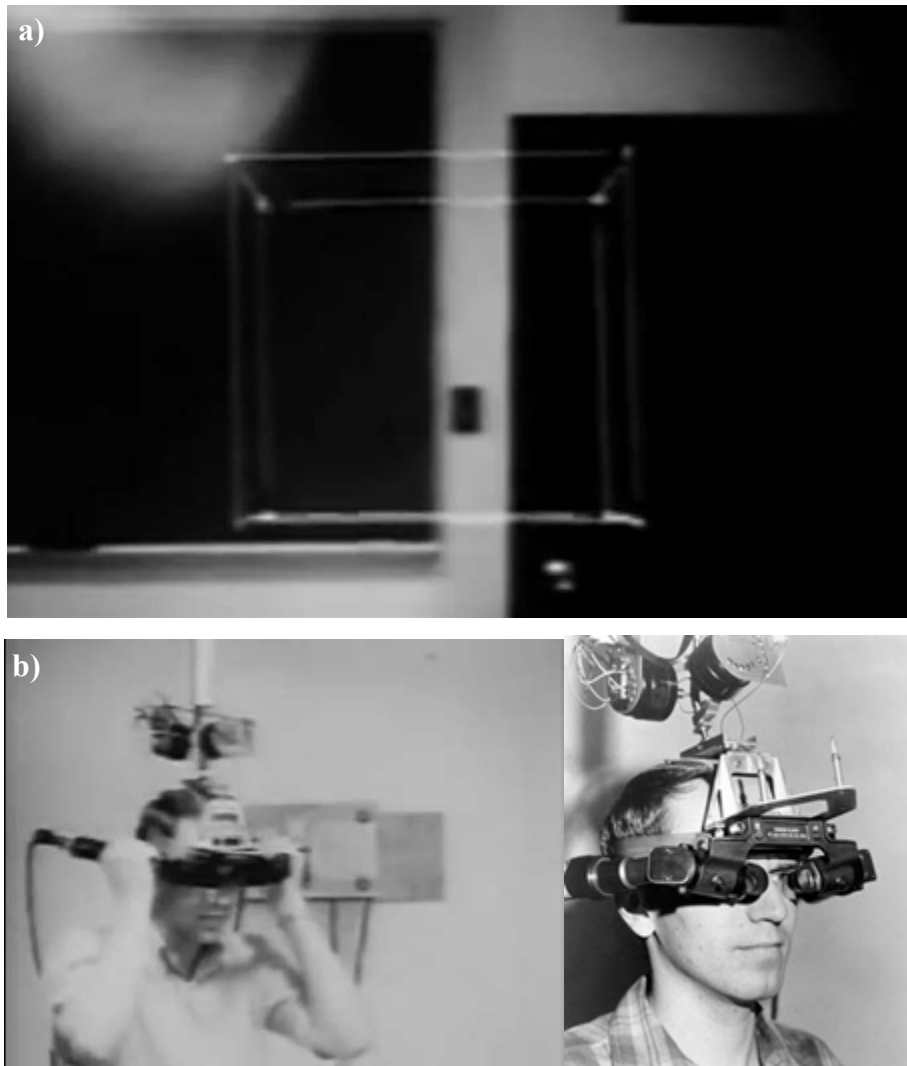


Figura 4.3 La espada de Damocles. a) Punto de vista a través de los HMDs. b) HMD en uso.
(Tomado de: <http://realidadva.blogspot.com/2013/06/historia-de-la-realidad-virtual-y-la.html>)

En el año de 1970 Donal Vickers desarrolló el Binocular Omni Orientation Monitor (Haller, 2006). Fue un dispositivo similar al HMD, pero las pantallas en lugar de estar colocadas sobre la cabeza estaban situadas en una caja, la cual estaba sujeta a un brazo articulado. El usuario podía mirar el mundo virtual a través de los lentes situados en la caja como si se tratase de unos prismáticos. La desventaja de este sistema era que el usuario debía sujetar la caja para poder manipularla al querer observar un mayor ángulo de vista.

Dos años más tarde Vickers creó un sistema de computación gráfica interactiva utilizando una pantalla montada en la cabeza y una vara de tres dimensiones. El proyecto recibió del nombre de

Sorcerer's Apprentice: Head-Mounted Display and Wand. Este sistema permitía la interacción de objetos de tres dimensiones. Los objetos eran creados a partir de líneas que se mostraban en tiempo real.

A mediados de la década de 1970, Myron Krueger creó un entorno virtual interactivo llamado "Videoplace" (Krueger y col., 1985). En lugar de las pantallas de monitoreo, se utilizaron proyectores y cámaras de vídeo para permitir la interacción, a través de la pantalla con la que se detectaba la silueta de los visitantes. (Figura 4.4).

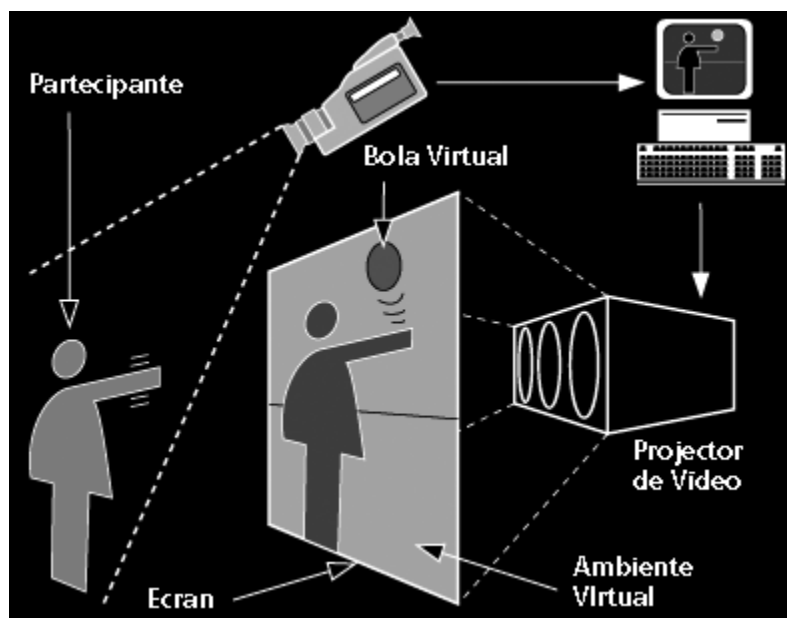


Figura 4.4 Componentes del sistema Videoplace. (Tomado de: <https://proyectoidis.org/videoplace/>)

En los años 80, Furnees desarrolló un simulador de vuelo conocido como "Super Cockpit" (Earnshaw, 2014). Fue un sistema para entrenamiento de pilotos, donde se incorporaban mapas 3D generados por computadora, imagenología infrarroja y radar avanzada. El piloto podía oír y visualizar su entorno en tiempo real. Poco tiempo después, NASA's Johnson Space Center, creó el proyecto VIEW (Virtual Environment Workstation Project), un proyecto de entrenamiento virtual para astronautas. Este proyecto consistió en la creación del casco virtual más avanzado para su época, construyendo el primer sistema práctico de visores estereoscópicos.

En 1992 se presentó CAVE (Cave Assited Virtual Environment), el cual fue un sistema de visualización científica combinada con la realidad virtual (Earnshaw, 2014). No ocupó HMD, más bien proyectaba imágenes estereoscópicas en las paredes de una habitación. El usuario ocupaba lentes de obturación LCD, lo que aseguró calidad y resolución superiores de las imágenes. También amplió el campo de visión en comparación a los HMDs. Actualmente esta tecnología sigue siendo ocupada en algunos centros de investigación y educación (Figura 4.5).

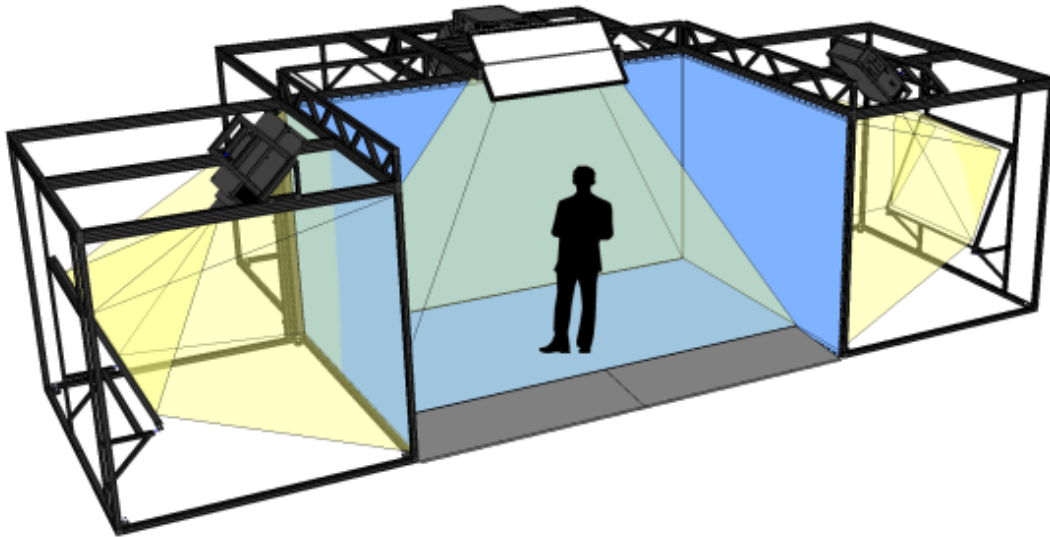


Figura 4.5 Diseño del sistema CAVE. (Tomado de: <http://www.visbox.com/products/cave/>)

A mediados de los años 90, Nintendo presentó la consola de videojuego “Virtual Boy”. En ésta, era posible jugar videojuegos 3D monocromáticos. Fue la primera consola portable que tenía la posibilidad de mostrar gráficos 3D. Fue un fracaso ya que el juego no presentaba color, soporte de software y no era cómodo de usar. A finales de los 90, investigadores de Georgia Tech y la Universidad de Emory usaron la realidad virtual para crear una simulación de guerra para ayudar a los veteranos que tuvieran trastorno de estrés postraumático.

En 2007 Google presentó Google Street View. El servicio permitía la visualización de vistas panorámicas de diferentes puntos de nuestro planeta. Además, se usó en modo estereoscópico 3D. En 2010, Palmer Luckey diseñó el primer prototipo de los HMDs Oculus Rift y fue hasta el año 2016 cuando salió al mercado la versión para consumidor, igualmente se presentaron los HTC

VIVE SteamVR headsets. Estos últimos, fueron los primeros HMDs comerciales con monitoreo a base de sensores, lo que permitía que los usuarios se movieran libremente en el espacio.

4.1 ¿Qué es la realidad virtual?

Brooks (1999) mencionó que la realidad virtual (RV) es una rama del área de gráficos por computadora. Define la experiencia de la realidad virtual como cualquiera en la que el usuario está inmerso de manera efectiva en un mundo virtual responsivo. Enfatiza que existen cuatro tecnologías cruciales para la realidad virtual:

1. Los efectos visuales que provocan la inmersión del usuario en el mundo virtual y que bloquean impresiones contradictorias sensoriales del mundo real.
2. Los sistemas de renderizado gráfico que generan imágenes cambiantes a una tasa de 20 a 30 cuadros por segundo.
3. El sistema de monitoreo que reporta continuamente la posición y orientación de la cabeza y extremidades del usuario.
4. La construcción y mantenimiento de la base de datos para desarrollar y mantener modelos detallados y realistas del mundo virtual.

Igualmente menciona que hay cuatro tecnologías importantes, pero que no son cruciales, estas son:

1. Sonido sintetizado, incluyendo sonido direccional y campos de sonido simulado.
2. Sensaciones hápticas o simulación de fuerzas a los sentidos kinestésicos.
3. Dispositivos, tales como guantes, pulseras u objetos rastreables, para que el usuario pueda interactuar con los objetos virtuales.

4. Técnicas de interacción que sustituyen las interacciones reales posibles con el mundo físico.

La tecnología de visualización se desarrolla rápidamente. La impulsan la televisión, los proyectores y el mercado de los dispositivos con pantalla LCD. Mientras la RV se desarrolla se han creado diferentes tecnologías de visualización ya sean los cascos de RV para ser montados en la cabeza (HMDs), CAVE-like (Cave Assisted Virtual Environment: una sala con dimensiones cubicas donde se proyecta el mundo virtual), proyectores panorámicos, proyectos de mesa de trabajo y escritorios monitor. Esta última tecnología no se considera como tecnología RV por muchos desarrolladores porque:

- Difícilmente bloquea o divide el mundo virtual del real.
- No contiene objetos virtuales de tamaño real.
- No permite ilusión de inmersión.

Igualmente se podría considerar a los proyectores de trabajo como una tecnología no RV. Pero a diferencia de los escritorios monitor, los proyectores de trabajo se desarrollaron originalmente para modelos cuerpo-humano, los cuales si están hechos a tamaño escala real. Cada una de estas tecnologías de visualización tienen ventajas como desventajas. Pero, los avances más notables en estas tecnologías se ven reflejados en los casos de RV (HMDs). Los motores de renderización tienen mejor monitoreo de la cabeza y de las extremidades del usuario, los costos de estas tecnologías disminuyen paulatinamente y hay prototipos ergonómicos de fácil manipulación. Igualmente, el tiempo de renderizado es notablemente mejor. Uno de los mayores problemas para el sentido de inmersión por parte del usuario había sido la latencia de los computadores existentes, hoy en día el movimiento del usuario dentro del mundo virtual se parece mucho a los movimientos en el mundo real.

En la actualidad, se pueden explorar modelos de mundo virtual bastante grandes en tiempo real. Igualmente adquirir, limpiar y actualizar incluso modelos de mundo estático es una tarea sustancial

de ingeniería. La evolución de máquinas, tarjetas gráficas y otros dispositivos de hardware han favorecido el desarrollo de aplicaciones de RV en diversas áreas del conocimiento y del sector productivo. Los aspectos legales que rigen a la sociedad también favorecen el desarrollo de tales aplicaciones, algunos ejemplos, son la introducción de horas de entrenamiento de pilotos de la aviación civil y militar en simuladores de vuelo antes de ejercer la profesión. Al igual que la reciente inclusión de simuladores en la formación y la evaluación de los profesionales de la salud.

El área de salud tiene enormes demandas que impulsan fuertemente el desarrollo tecnológico. Su relevancia en el contexto social para la calidad de vida de la población es el principal agente de esta evolución. El área de RV también desarrolla con temas importantes de investigación. En varios grupos se investigan técnicas específicas para simulación, entrenamiento, educación y visualización en ambientes virtuales interactivos. Algunas de estas aplicaciones son simples, constituyen sólo reutilización de componentes o tecnologías ya existentes para hacer algunos procesos más fáciles, creativos o motivadores. Por otra parte, las aplicaciones más complejas se destinan a la creación de nuevos sistemas para poder recrear situaciones que en la vida cotidiana no se presentan con tanta frecuencia o facilidad.

Las aplicaciones de RV se han popularizado en los últimos años, principalmente a la facilidad de acceso a dispositivos electrónicos. Se pueden utilizar en consolas de juegos que contemplan entornos virtuales interactivos. La disponibilidad de bibliotecas y paquetes, que pueden facilitar o agilizar el desarrollo de aplicaciones de RV, también propició un mayor número de investigaciones y productos. El área de salud paulatinamente se beneficia con la popularización. La necesidad de proveer nuevas formas de entrenamiento a profesionales, la ausencia de riesgos a pacientes durante el proceso virtual de aprendizaje de técnicas, la simulación de situaciones críticas y la necesidad de nuevas formas de motivar pacientes durante terapias, son ejemplos de aplicaciones potenciales para el aumento de la calidad de los servicios en salud. En algunos casos, tales aplicaciones se perciben en forma de juegos serios virtuales donde los terapeutas pueden practicar procedimientos y recibir información sobre sus pacientes, mientras que estos últimos realizan actividades de rehabilitación y se entretienen.

4.2 Definición de juego

Huizinga (1949) definió al juego como una actividad o acción voluntaria, realizada en ciertos límites fijados de tiempo y lugar, según una regla libremente aceptada, pero completamente imperiosa y provista de un fin en sí.

El videojuego es una continuidad del juego tradicional; incluye las dinámicas propias del juego, como las reglas, etc. Como resultado de los avances tecnológicos, el juego se desarrolla con un componente tecnológico que añade medios visuales para una mayor inmersión. El jugador puede interactuar con dicho juego a través de los diferentes dispositivos electrónicos existentes (computador, laptop, smartphone, consola, televisor, gafas, sensores, etc.).

El videojuego adquiere una posición importante en la sociedad, no es solo un componente tecnológico para el ocio o entretenimiento, si no puede ser una herramienta de relevante utilidad en diferentes áreas de experimentación o producción. Los videojuegos se diseñaron y utilizaron en diversos campos de estudio, salud, educación, psicología, etc. Así se permitió solucionar problemas reales mediante el diseño y desarrollo de simulaciones de determinadas situaciones, dando como resultado los juegos serios.

Michael & Chen (2006), Marcano (2008) definieron “los juegos serios como juegos con un propósito o finalidad adicional del entretenimiento. Usaron las características del videojuego para motivar y experimentar el aprendizaje inmersivo”.

Las características de un video juego serios son:

- Tienen como finalidad educar, mejorar competencias, ayudar a comprender procesos sociales, políticos, económicos, entre otros.
- Se vincula con la realidad, ya que el jugador debe efectuar una toma de decisión dependiendo de su papel dentro del juego.

- El jugador no corre peligro, ya que el juego se desarrolla en un espacio virtual, alternativo a la realidad.
- Motivar al jugador para alcanzar un objetivo.
- Es divertido para mantener la motivación del juego.
- Mejora la agilidad mental.
- Mejora el control psicomotriz.

En la actualidad la creación de diferentes sistemas o juegos serios con RV destinados a la rehabilitación física u ocupacional está en pleno auge. Para tener una referencia y punto de comparación con el presente trabajo, a continuación, se hace una reseña breve de algunos proyectos empleando tecnología RV.

4.3 Sistema de Juego para Rehabilitación (RGS)

En 2010 se presentó el Sistema de Juego para Rehabilitación (Rehabilitation Gaming System, RGS). El cual empleó un paradigma de neuro-rehabilitación con base en la RV para el tratamiento de la deficiencia motora resultantes de lesiones en el sistema nervioso central (Cameirão y col., 2010). El objetivo de dicho sistema fue, explotar los procesos cognitivos que intervienen entre la percepción y la acción. Este sistema está compuesto por una serie de ejercicios como parte de tratamiento de pacientes que presenten algún daño cerebral, parálisis cerebral, Parkinson, entre otros. En la Figura 4.6 se muestra el sistema en uso.

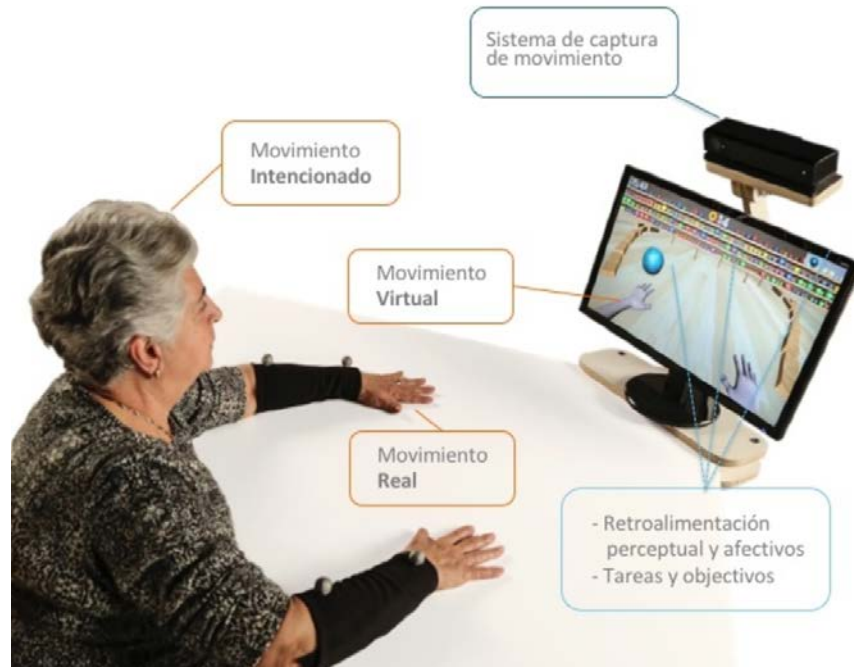


Figura 4.6 Sistema de juego para rehabilitación (RGS) orientado a objetivos
(Tomado de: <https://www.eodyne.com/es/>)

Los ejercicios incluidos en el sistema ayudan al entrenamiento motor en los siguientes enfoques:

- Controlar el rango de movimiento y velocidad de los brazos
- Mejorar el alcance:
 - Flexión/extensión del codo.
 - Abducción/aducción del hombro.
 - Flexión/extensión del hombro.
- Coordinación bimanual.
- Mejoramiento de la postura del cuerpo.
- Coordinación alterna.
- Control del tronco.
- Control cefálico.

Respecto al entrenamiento cognitivo se favorecen los siguientes aspectos:

- Mejora de atención.

- Atención sostenida.
- Atención dividida.
- Planeamiento de acciones.
- Mejora de memoria.

Uno de los ejercicios incluidos en el sistema RGS, permite el rastreo de los movimientos de los brazos y los dedos y los asigna a un entorno virtual. De esta manera, el paciente controla los movimientos de dos miembros virtuales que se ven desde una perspectiva en primera persona como se puede observar en la Figura 4.7. El escenario de rehabilitación esferoides, consiste en interceptar, capturar y soltar esferas que se mueven hacia el paciente.

La hipótesis en la que se basa este escenario de rehabilitación de RGS es la ejecución de actividades en las que deben intervenir tareas con ambas manos. También lo caracteriza que la ejecución se combina con la observación de miembros virtuales que reflejan el movimiento. Así se crean condiciones que facilitan la reorganización funcional motriz y los sistemas premotores afectados por algún EVC.

En el paradigma de ejecución y observación de la acción, la recuperación podría promoverse mediante la participación de áreas motoras primarias o secundarias no dañadas. Este sistema explota principalmente el canal entre la percepción y la ejecución de acciones las cuales no pueden ejecutarse por la lesión del miembro. Igualmente, el sistema mejora el uso pasivo de acción observación para la rehabilitación después de una EVC (Ertelt y col., 2007). También, el sistema enfatiza el uso de primera persona como perspectiva en un entorno virtual e igualmente la representación de los miembros superiores; ya que provee mejor activación de los motores primarios y secundarios que se asocian con el control motor sensorial. Algunos reportes, afirman que existe mejor desempeño comparándolo cuando se ejecuta el ejercicio sin esta representación (August y col., 2006). Entre mayor sea la exactitud de la representación de la cinemática inversa del brazo, el desempeño del paciente aumenta de manera positiva.

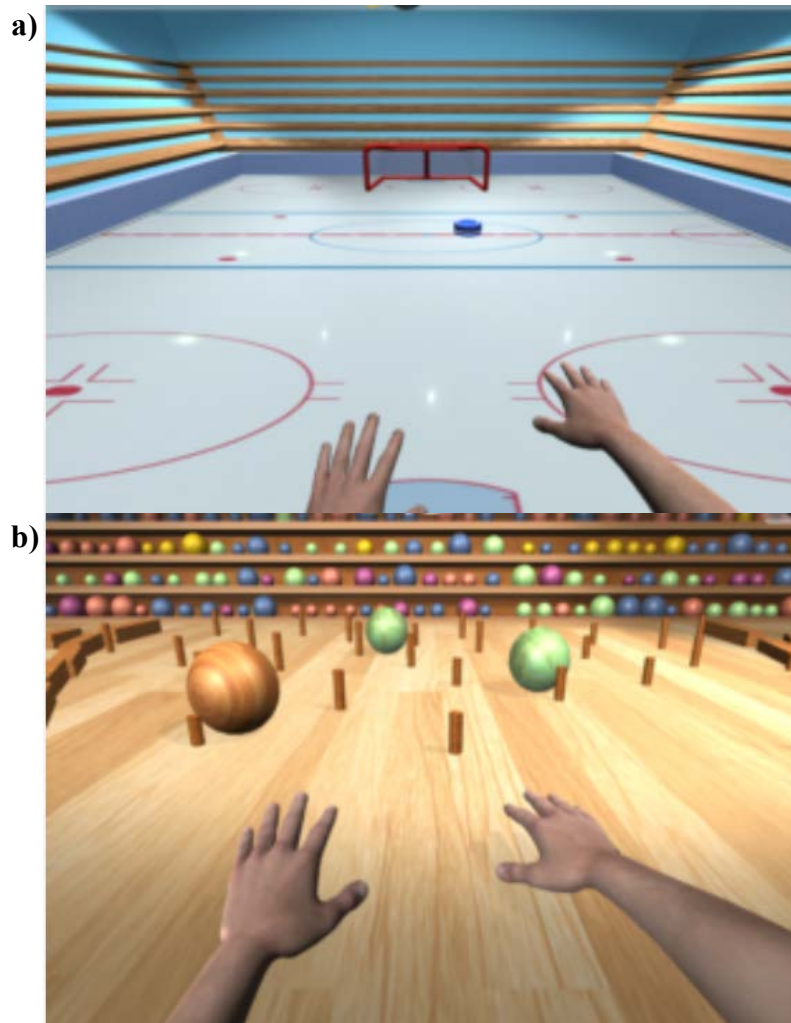


Figura 4.7 Ejemplo de videojuegos con el RGS. a) Juego de hockey sobre hielo. b) Juego de bolas de boliche. (Tomado de: <https://www.eodyne.com/es/productos-rgs/upper-limbs/>)

El RGS se diseñó para encontrar una experiencia óptima para el usuario que lo ocupe. En cualquier tarea es indispensable encontrar el balance perfecto, ni tan difícil ni tan fácil. Sin embargo, es necesario identificar el nivel de desempeño que ponga a prueba al paciente de manera individualizada. Por ello, en el RGS se evaluó cuantitativamente el efecto de cada parámetro de juego, se realizaron pruebas de entrenamiento en pacientes que presentaron algún EVC y sujetos control. Se diseñó un modelo multi dimensional psicométrico de la prueba de entrenamiento y se obtuvo módulo personal de entrenamiento con ajuste automático de la dificultad del ejercicio con respecto a la medición del desempeño del paciente.

El RGS implementa un procesador Intel Core 2 Duo, Palo Alto, USA, con una tarjeta de acelerador grafico nVidia Geforce Go 7300, una pantalla de 17 pulgadas LCD, una cámara CCD KE-240CV posicionada en la parte superior de la pantalla. Cuatro parches de diferentes colores y dos 5DT data gloves (guantes con sensores, Fifth Dimension Technologies). Se desarrollo en el Torque Game Engine y los movimientos de los brazos se rastrean por el sistema de captura de movimiento basado en visión (AnTS).

El RGS tiene propiedades consistentes en el entendimiento de los mecanismos neuronales al presentar un EVC y sus consecuencias, así como los requisitos funcionales del entrenamiento de rehabilitación. Como primera propiedad del sistema es que se basa en la neurociencia y explota los procesos neuronales de observación, ejecución, aprendizaje y recuperación. Por lo que, propone las estrategias de rehabilitación correspondientes. La segunda propiedad, es la importancia del uso de la RV, la cual permite la creación flexible de escenarios que se dirigen a necesidades específicas. En tercer lugar, se sigue un enfoque de entrenamiento individualizado, que se ajusta a las capacidades del paciente. La última propiedad es que el sistema RGS mide los datos cuantitativos de rendimiento para el monitoreo continuo del paciente para evaluar su desempeño y progreso paulatino. Esto sirve como complemento a la evaluación del estándar clínico. Adicionalmente, se mostró que existe transferencia consistente de la velocidad de movimiento entre las actividades físicas y virtuales.

Con el uso del sistema en casos específicos de los entornos virtuales se obtiene realimentación reforzada. Dichos entornos optimizan el aprendizaje de tareas complejas en sujetos sanos y tiene impacto positivo en personas que hayan presentado un EVC (Holden, 2005). Esta realimentación ayuda a mejorar los cambios corticales que se asocian con el aprendizaje motor y facilita la adquisición de nuevas habilidades motoras (Nudo, 2003). Uno de los puntos principales del modelo es asegurar que las actividades mantienen el interés y causan desafío sin involucrar mucha demanda; la cual puede causar frustración y ansiedad.

4.4 Rapael Smart Glove

El RAPAEEL Smart Glove es un sistema con bio-realimentación. Se diseñó para la rehabilitación de las extremidades superiores distales en sobrevivientes al EVC. El sistema incluye un sensor en forma de guante y una aplicación de software como se muestra en la Figura 4.8. El sensor sigue los movimientos y las posturas que realice la extremidad distal del paciente (mano) y reconoce los movimientos funcionales de la mano, así como, pronación / supinación del antebrazo, la flexión / extensión de la muñeca, la desviación radial-cubital y la flexión / extensión de los dedos.

Un sensor de unidad de medida inercial (IMU, por sus siglas en inglés) en el dispositivo mide la orientación tridimensional de la extremidad distal, y cinco sensores de flexión estiman el grado de flexión de los dedos. Los datos de detección que se recopilan se transmiten y se reciben a través de sistemas de comunicación inalámbricos como es el bluetooth.

La aplicación de software manipula manos y objetos virtuales en un entorno virtual de acuerdo con los datos recibidos. En este entorno virtual existen juegos específicos de entrenamiento, en donde se puede evaluar el rango de movimiento activo y pasivo para cada movimiento funcional.



Figura 4.8 Dispositivo RAPAEEL Smart Glove. A la izquierda: Guante RAPAEEL. A la derecha: Interfaz gráfica de la aplicación que incluye los video juegos del sistema. (Tomado de: Shin y col., (2016))

Los juegos de entrenamiento se clasifican de acuerdo con los movimientos que la mano realiza. Esto es:

- Pronación / supinación del antebrazo.
- Flexión / extensión de la muñeca en el plano vertical.
- Flexión / extensión de la muñeca en el plano horizontal con la gravedad eliminada.
- Desviación radial / cubital de la muñeca en el plano horizontal.
- Plano vertical, desviación radial / cubital de la muñeca en el plano horizontal con gravedad eliminada.
- Flexión / extensión de los dedos y movimientos complejos.

En cada juego se requiere que el paciente realice con éxito una tarea que se relacione con el movimiento específico para obtener score elevado. Estos juegos simulan actividades de la vida diaria: como atrapar mariposas o bolas, exprimir naranjas, pescar, cocinar, limpiar el suelo, verter vino, pintar cercas y voltear páginas. Lo que permite a los participantes familiarizarse fácilmente con el programa de capacitación y los motiva a realizar las tareas.

Shin y col. (2016) realizaron un estudio con el sistema SG (Smart Glove), el cual involucro a 46 participantes con déficit en la movilidad de sus extremidades superiores distales que fueron consecuencia de un EVC. Los criterios de inclusión fueron los siguientes:

1. Haber sufrido un EVC por primera vez.
2. Déficit de funcionales unilaterales de extremidades superiores.
3. La presencia de una puntuación de al menos dos puntos en la escala del consejo de investigación médica para la flexión / extensión de la muñeca o la pronación / supinación del antebrazo, ya que el sistema solo puede utilizarse con movimientos voluntarios.

Los criterios de exclusión fueron los siguientes:

1. Menores a 18 años.
2. Presencia de hipertensión no controlada, angina inestable, infarto de miocardio reciente o antecedentes de convulsiones.
3. Trastornos psicológicos predisponente que podrían impedir la participación.
4. Trastornos neurológicos que causan deficiencias motoras (Parkinson, neuropatía periférica, entre otras).
5. Afasia severa que resulta en dificultades de comunicación que podrían influir en la intervención y las medidas de resultado.

La intervención de los usuarios con el sistema involucró las categorías de movimientos de la extremidad superior distal mencionadas anteriormente. Estos movimientos eran desarrollados para lograr objetivos en una tarea específica basada en realimentación visual en tiempo real. Además, se empleó un algoritmo que logró ajustar la dificultad de la intervención según el rendimiento de los participantes. La función del algoritmo fue dada por:

$$DL_i = DL_{i-1} * (1 + \alpha (P_{i-1} - P_{ref}))$$

Donde DL_i es el nivel de dificultad para la prueba i actual, α es la constante para la tasa de actualización, P_{i-1} es el desempeño en el trial anterior, y P_{ref} es el desempeño de referencia. El desempeño se mide por el rango de movimiento en la mayoría de los ejercicios, pero ese valor podría variar en relación al ejercicio. La referencia de desempeño es 80% del rango de movimiento activo o del 80% del máximo desempeño del ensayo anterior. El nivel de dificultad puede ser la posición del objetivo, objetivo de desempeño, duración, velocidad de movimiento u otros atributos dependiendo del juego. El algoritmo progresivamente incrementa el nivel de dificultad hasta que

el desempeño sea por debajo del desempeño de referencia. Así se modula la dificultad manteniéndola cerca del desempeño referencia.

Este estudio reflejó una mayor recuperación en las extremidades superiores distales. Se observó que, al usar la rehabilitación RV en comparación con la rehabilitación tradicional, se tuvo un menor deterioro motor, mejor funcionalidad con las manos y un aumento en la calidad de vida. Se aumentó el desempeño de pruebas de actividades de la vida diaria, con puntuación clínica mayor a la puntuación clínica mínima de 5.9. No se presentaron eventos adversos o efectos secundarios por el uso de la RV. Es importante mencionar que el mejoramiento de las funciones en las extremidades superiores distales con el uso de la rehabilitación con base en RV tuvo mayor impacto en movimientos gruesos y no en movimientos finos de la mano de los pacientes.

Al presentar un sistema inteligente es posible modular la dificultad. De esta manera se presenta un sentido de logro, que es mejora por realimentación audio visual en el juego, lo que contribuye a un refuerzo positivo. Al combinar la rehabilitación ocupacional con la rehabilitación con base en RV es más eficiente la recuperación de la función de las extremidades distales superiores y aumentan la calidad de vida del paciente (mejorando su desempeño en actividades de la vida diaria).

4.5 Algoritmo de entrenamiento adaptivo

Para este proyecto, se empleó el robot Haptic Master. Éste es un robot de 3 grados de libertad que proporciona asistencia de gravedad para el brazo parético del paciente. Se utiliza mientras el paciente está sentado en una estación de trabajo. Al robot lo componen una férula de codo que se mueve libremente. Ésta se une a un bastidor superior que sostiene el brazo y un mecanismo pasivo sostiene la mano que permite la supinación, pronación, flexión y extensión de la muñeca (Figura 4.9). El sistema es útil para la rehabilitación de personas que han sufrido un EVC y que tengan algún déficit de movimiento.



Figura 4.9 Paciente después de EVC usando el sistema GENTLE/A. a su vez el sistema empleando el robot Haptic Master. (Tomado de: Weyer y col., (2011))

Para identificar los parámetros que pueden informar sobre la contribución del paciente durante la interacción humano-computadora se creó el proyecto GENTLE/A de rehabilitación (Chemuturi y col., 2013). En este proyecto el paciente realiza movimientos de punto a punto con ejercicios de flexión y extensión. En todas las actividades del sistema se aplica fuerza de gravedad para que el paciente ejerza una fuerza mínima y realice los movimientos que se asignan.

El sistema se programó para imitar el movimiento del brazo de un ser humano (Minimum Jerk Trajectory, MJT). El sistema incluyó realimentación visual y táctil, así como con tres diferentes modalidades de terapia:

1. Pasivo: El brazo robótico realiza enteramente el movimiento del segmento mientras el paciente permanece pasivo.
2. Activo – asistido: El paciente y el robot trabajan en conjunto. El paciente debe iniciar el movimiento hacia el objetivo siguiendo el segmento. Una vez que se inicia el movimiento el Haptic Master se vuelve activo.

3. Activo: El paciente es quién realiza enteramente el movimiento del ejercicio, el robot no ejerce fuerza alguna.

Se experimento con 30 voluntarios, los cuales realizaron 13 segmentos en total para su evaluación. Se presentaron dos escenarios (Figura 4.10):

1. Lagging performance: El robot en modo pasivo y la mano del paciente siguió los 13 segmentos a recorrer.
2. Leading performance: Se programó al robot para seguir la trayectoria MJT, con dos variantes:
 - a. Modo AA1: El paciente iniciaba el movimiento del segmento y el robot seguía la trayectoria.
 - b. Modo AA2: El paciente inicia el movimiento del segmento y el robot ejerce fuerza contraria. De esta manera, el paciente debe usar fuerza adicional para lograr completar el segmento.

De este modo, el paciente iniciaba con el escenario Lagging (entrenamiento) para que se familiarizara con los 13 segmentos. A continuación, el modo AA1 iniciaba y el paciente debía realizar el recorrido de los 13 segmentos. Al terminar ese escenario debía continuar con el modo AA2 (desempeño actual), este modo tenía cinco iteraciones para la extracción de datos relevantes para su análisis.

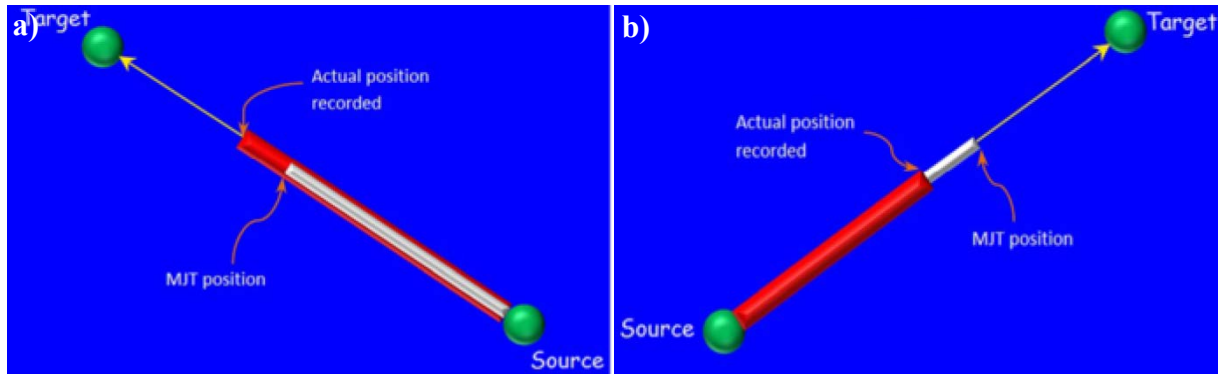


Figura 4.10 Escenarios de evaluación del sistema Haptic Master. a) Escenario Leading, el paciente realiza mayor esfuerzo. b) Escenario Lagging, el paciente sigue pasivamente la trayectoria del brazo. (Tomado de: Chemuturi y col., 2013)

Al concluir el experimento se realizaba una medida del desempeño del paciente. El robot obtenía la posición, velocidad, y fuerza medida al término del efector en un espacio cartesiano tridimensional. Igualmente se guardaba la duración en que se tardaba en realizar el recorrido de cada segmento y lo siguiente era computado:

- Tau (τ): Tiempo. Usando el tiempo inicial y final del segmento.
- $Effort_{actual}$: Combinación de la contribución del participante y el robot.
- $Effort_{MJT}$: Contribución del robot.
- $\Delta Effort$: Desempeño del participante.

Al sumar todas las $\Delta Effort$ se podía saber si el desempeño del paciente era categorizado como leading/lagging (si se esforzaba o no) en la mayor parte del segmento. El sistema utilizaba el algoritmo siguiente:

$$\begin{aligned} & \mathbf{if} \sum_{i=1}^n \Delta Effort_{seg-k} > 0 : \\ & \quad (duration_{seg-k} + \delta) \\ & \mathbf{else}: \\ & \quad (duration_{seg-k} - \delta) \end{aligned}$$

Donde n era el numero de muestras guardadas en la trayectoria.

Si la duración permanencia constante por más de dos iteraciones sin ningún cambio en las iteraciones siguientes, se podía considerar que la duración óptima para el segmento se había conseguido. De esta manera el algoritmo puede obtener exitosamente la duración optima del segmento recorrido. Se observo además que el tiempo de recorrido del segmento disminuyó en el transcurso de los intervalos, lo cual representaba una mayor dominación por parte del paciente. Igualmente se pudo observar que el movimiento de jalar el robot fue más difícil que empujarlo, por lo que se intuyó que es posible que diferentes grupos musculares estén involucrados por lo que se complica realizar dicho movimiento.

En el desarrollo del proyecto también se midió la ejecución de la tarea en dos ambientes, uno virtual y otro embebido. Dando un resultado con mayor predominancia de recorrido de los segmentos en el ambiente embebido, ya que el paciente podía visualizar el objetivo tanto en la pantalla (virtualmente) como en su entorno físico. Con lo que llegaron a la conclusión en que, si se desea un resultado óptimo el ambiente puede ser embebido (físico y virtual) o completamente virtual añadiendo el uso de cascos para lograr dicha inmersión. La mayor limitación de contar con un ambiente embebido fue la colocación de los objetivos (esferas) en el ambiente físico y que coincidieran exactamente con el del ambiente virtual, ya que esto generaría una colisión con la mano del participante causando un obstáculo que causaría intervención en el experimento.

4.6 YouGrabber

El sistema YouGrabber (YouRehab Ltd., Suiza) fue diseñado como una solución a la rehabilitación de las extremidades superiores. Se centra en ejercitar el antebrazo y dedos mediante juegos serios interactivos. El diseño del sistema comprende una computadora, una cámara infrarroja, guantes de datos portátiles con sensores y software de entrenamiento con diferentes alternativas de juego. El sistema ofrece varios escenarios de rehabilitación de realidad virtual, proporcionando un programa de entrenamiento calificado de ejercicios de alcance y / o agarre orientados a objetivos (Figura 4.11).

El sistema fue creado con el objetivo de mejorar el desempeño del paciente en sus actividades de la vida diaria y mejorar su atención visual. Los escenarios de rehabilitación incluyen tiempo de reacción, división de atención, concentración, levantamiento del brazo, movimiento de agarre, flexión y extensión de muñeca y codo, así como, movimientos finos de dedos. Estos escenarios son presentados como juegos serios, donde el paciente puede dirigir un avión virtual entre nubes, hacer malabares con jitomates, atrapar zanahorias mientras se pelea contra un conejo, entre otros.

Brunner y col. (2014) eligieron el sistema YouGrabber para realizar un estudio de desempeño y mejora de pacientes con EVC. Eligieron este sistema debido a los diferentes modos de terapia presentes. Esto, permitió la inclusión de pacientes con una amplia gama de deficiencias motoras del brazo, de función leve a severamente reducida.



Figura 4.11 Paciente después de EVC usando el sistema YouGrabber, con asistencia de una terapeuta ocupacional. (Tomado de: <https://www.fitness-gaming.com/news/health-and-rehab/yougrabber-uses-virtual-reality-games-for-upper-limb-rehabilitation.html>)

En el experimento se eligieron pacientes dentro de 1 a 12 semanas después del EVC y que cumplieran con los siguientes criterios:

- Primer EVC isquémico o hemorrágico.
- Deterioro de la función motora del brazo, pero cierta actividad motora residual del brazo, definida por un score de menos de 52 en la Prueba de investigación del brazo de acción (ARAT), y la capacidad de ejecutar al menos 20 grados de flexión activa del hombro y abducción contra la gravedad.
- Edad de 18 años o mayor.
- Capaz de dar su consentimiento informado.
- No presentaran deterioro cognitivo grave definido como <20 en el Mini examen del estado mental.
- Sin impedimento ortopédico, limitando sustancialmente la movilidad o causando dolor en el brazo afectado.
- Sin trastornos visuales que limiten la capacidad de cumplir con el régimen de tratamiento.

La duración del experimento fue de 4 semanas con 4 a 5 sesiones de rehabilitación por semana. Cada sesión tenía una duración de hasta 60 minutos. Los pacientes tanto experimentales como de control, recibían rehabilitación hospitalaria estándar y centrada en el paciente además de la intervención adicional. Se hizo un registro de la cantidad de rehabilitación estándar, como la terapia física y ocupacional.

El terapeuta eligió diferentes modos de terapia de acuerdo con las necesidades y habilidades del paciente. Los modos de terapia estandarizados comprendían entrenamiento unimanual y bimanual, entrenamiento espejo y movimientos virtualmente mejorados que se realizan utilizando diferentes alternativas de juego. El sistema permitía ajustar parámetros tales como la velocidad del objeto, el intervalo entre objetos sucesivos, la dispersión lateral de las posiciones iniciales del objeto y la distribución de probabilidad de las posiciones iniciales del objeto. Durante la terapia, los pacientes se sentaron y frente a ellos había un monitor sobre una mesa. Los pacientes colocaban sus brazos sobre la mesa frente a ellos. Éstos realizaban los ejercicios que el terapeuta les asignaba y el guante iba recolectando datos importantes que realizaban sus manos.

Al finalizar el experimento se pudo observar que la rehabilitación con RV para mejorar la función motora del brazo después de un EVC brindó la oportunidad de participar en una rehabilitación con muchas repeticiones, estímulos sobresalientes y tareas desafiantes. Lo que supone que estas características inducen cambios plásticos adaptativos (Kleim, 2011). Sin embargo, hay una escasez de ensayos controlados aleatorios que documenten su efectividad (Saposnik & Levin, 2011).

Las características clave del sistema de RV que utilizaron en este estudio, como el carácter lúdico, la intensidad y la realimentación que se proporcionan son similares a otros sistemas. Por lo tanto, los resultados son transferibles a otros sistemas que empleen rehabilitación con RV para pacientes con EVC. La mayoría de los estudios de tratamiento sobre la recuperación de la función motora del brazo después del EVC se limitan a pacientes con deterioro leve a moderado (Dobkin, 2009). En este experimento se incluyeron pacientes con una función motora más grave. El sistema RV comprende la posibilidad de mejorar virtualmente los movimientos y reflejar los movimientos del brazo no afectado.

4.7 PUPArm

Este sistema fue desarrollado por el grupo de investigación de Neuro ingeniería Biomédica de la Universidad Miguel Hernández, España (Badesa y col., 2013). El sistema está constituido por un brazo robótico el cual debe ser manipulado por el paciente, una pantalla donde se observa la actividad que se realizará y sensores que medirán la cantidad de estrés del paciente como se muestra en la Figura 4.12. La actividad consta de tres componentes principales: el área de actividad, delimitada por un marco negro, el puntero que mueve al usuario representado por un cuadrado verde y una serie de rectángulos azules de diferentes tamaños que se mueven aleatoriamente a través de la pantalla. El objetivo de la actividad es moverse libremente (usando el brazo robótico como control) alrededor de la pantalla evitando la colisión con los rectángulos azules sin dejar el espacio delimitado por el marco negro.

Existen tres niveles de dificultad del juego serio, estos son:

1. Nivel de relajación: Existe solo un rectángulo azul que se mueve a una velocidad lenta.
2. Nivel mediano: Hay tres rectángulos azules que se mueven a mediana velocidad.
3. Nivel de estrés: Hay cuatro rectángulos azules que se mueven a alta velocidad.

Estos niveles se diseñaron para inducir diferentes estados psicofisiológicos del paciente. Cada vez que el paciente tocaba un rectángulo azul o abandonaba el área de actividad, cometía un error, el cuadro del usuario se volvía rojo y sonaba un sonido estridente. Para medir el estrés del paciente se empleó un sistema de adquisición de señales. Éste estaba compuesto por diferentes sensores y un bioamplificador fabricado por g.tec medicalengineering GmbH. El software Matlab® y Simulink de Mathworks se utilizaron para la adquisición de bioseñales.

Las bioseñales adquiridas fueron la frecuencia del pulso, la frecuencia respiratoria, el nivel de conductividad de la piel, la respuesta de conductancia de la piel y la temperatura de la piel (Zollo y col., 2014).

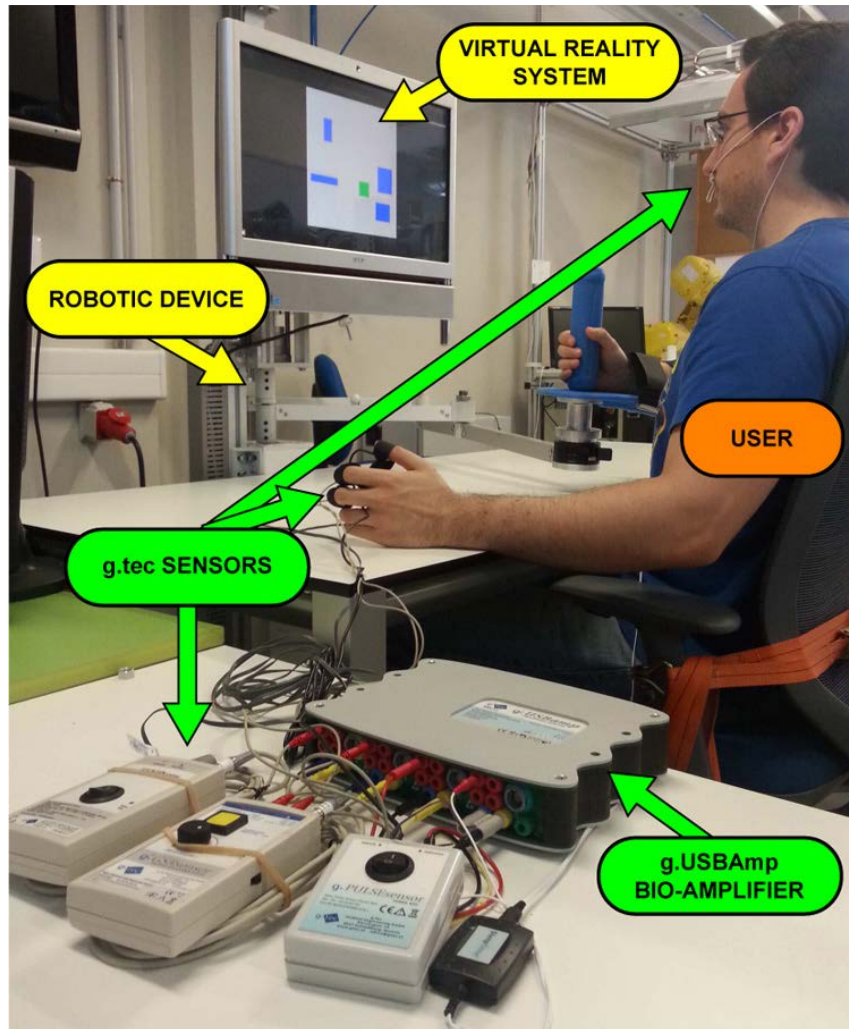


Figura 4.12 Sistema PUParm en uso por estudiante del grupo de investigación de Neuro ingeniería Biomédica. (Tomado de: Badesa y col. (2013))

Una vez que se adquirieron las señales fisiológicas, se realizó una normalización de las características. Se empleó el algoritmo de análisis de componentes principales (PCA) para encontrar las características más importantes. Se construyó una transformación lineal con un nuevo sistema de coordenadas. La mayor varianza del conjunto de datos fue capturada en el primer eje (primer componente principal), la segunda mayor varianza en el segundo eje, y así sucesivamente. Una ventaja del PCA para reducir la dimensionalidad de un conjunto de datos es que conserva las características del conjunto de datos que más contribuyen a su variación, al mantener un nivel bajo de los componentes principales e ignorar el nivel alto.

Después de calcular los coeficientes PCA, se realizó una simple multiplicación de matriz para transformar los datos fisiológicos en un nuevo sistema de coordenadas definido por los componentes principales. Estos datos transformados fueron los datos de entrada para el entrenamiento de algoritmos de aprendizaje automático.

Se implementaron nueve algoritmos de aprendizaje automático para compararlos y seleccionar el mejor algoritmo en términos de generalización. Estos algoritmos de aprendizaje automático fueron los siguientes:

- Algoritmo de aprendizaje de Perceptron.
- Regresión logística.
- Análisis discriminante lineal.
- Análisis discriminante cuadrático.
- Máquina de vectores de soporte lineal.
- Máquina de vectores de soporte (núcleo RBF).
- Naïve Bayes.
- Vecino K-más cercano.
- Centro K con funciones de base radial.

Se obtuvo el rendimiento de cada modelo usando diferentes números de componentes principales como datos de entrada, y usando los datos sin cálculo de PCA. Con esta comparativa se obtuvo que el algoritmo de máquina de vectores de soporte con núcleo RBF tuvo el mejor resultado de rendimiento con 91.43%.

El sistema quedó compuesto por cuatro bloques principales: el usuario, el bloque de señal fisiológica, el clasificador y el sistema robótico de rehabilitación. El usuario está conectado al sistema de rehabilitación robótica mediante diferentes tipos de retroalimentación (retroalimentación visual, de audio y forzada). Este sistema de rehabilitación robótica está compuesto por el dispositivo robótico y el sistema de realidad virtual. Las señales fisiológicas del usuario son medidas y procesadas por el bloque de señales fisiológicas. Las características fisiológicas son la entrada para el bloque predictor clasificador, que es responsable de clasificar esta información en tres clases diferentes: subir de nivel; sin cambio de nivel; y bajar de nivel.

4.8 Sistema de rehabilitación BRANDO

El sistema llamado BRANDO (Padilla-Castañeda y col., 2018) consiste en un dispositivo robótico integrado con un esquema de control para la rehabilitación activa / pasiva de la extremidad superior, a través de escenarios de juegos serios en realidad virtual. Está integrado por una interfaz háptica en forma de brazo robótico con 6 grados de libertad (Figura 4.13). Con 3 grados de libertad activos, que permiten la movilización de las articulaciones del codo y el hombro. Montado en un mecanismo pasivo para dar soporte a la extremidad superior. Mejorado con un cardán (gimbal) pasivo de 3 grados de libertad para los movimientos de la muñeca. Esto proporciona una compensación de gravedad completa de la extremidad superior. De esta manera, se le ayuda al paciente a realizar movimientos sin cargar su peso.

Las actividades específicas que incluían los juegos serios de realidad virtual fueron desarrolladas para asignar tareas de movimientos aislados de pronación y supinación del codo, así como, movimientos de flexión, extensión, abducción y aducción de la muñeca dentro de un rango de movimiento restringido. Con la interfaz gráfica, el terapeuta podía evaluar la movilidad actual de la extremidad superior, modificar los parámetros de dificultad de los ejercicios y controlar el progreso cinético durante las sesiones. Finalmente, el módulo de adaptación de la dificultad de la tarea permitió ayudar a los terapeutas a adaptar la demanda física de los ejercicios en función de la información kinesiológica monitorizada y mediante la estimación de la puntuación de rendimiento a través de un modelo de regresión.

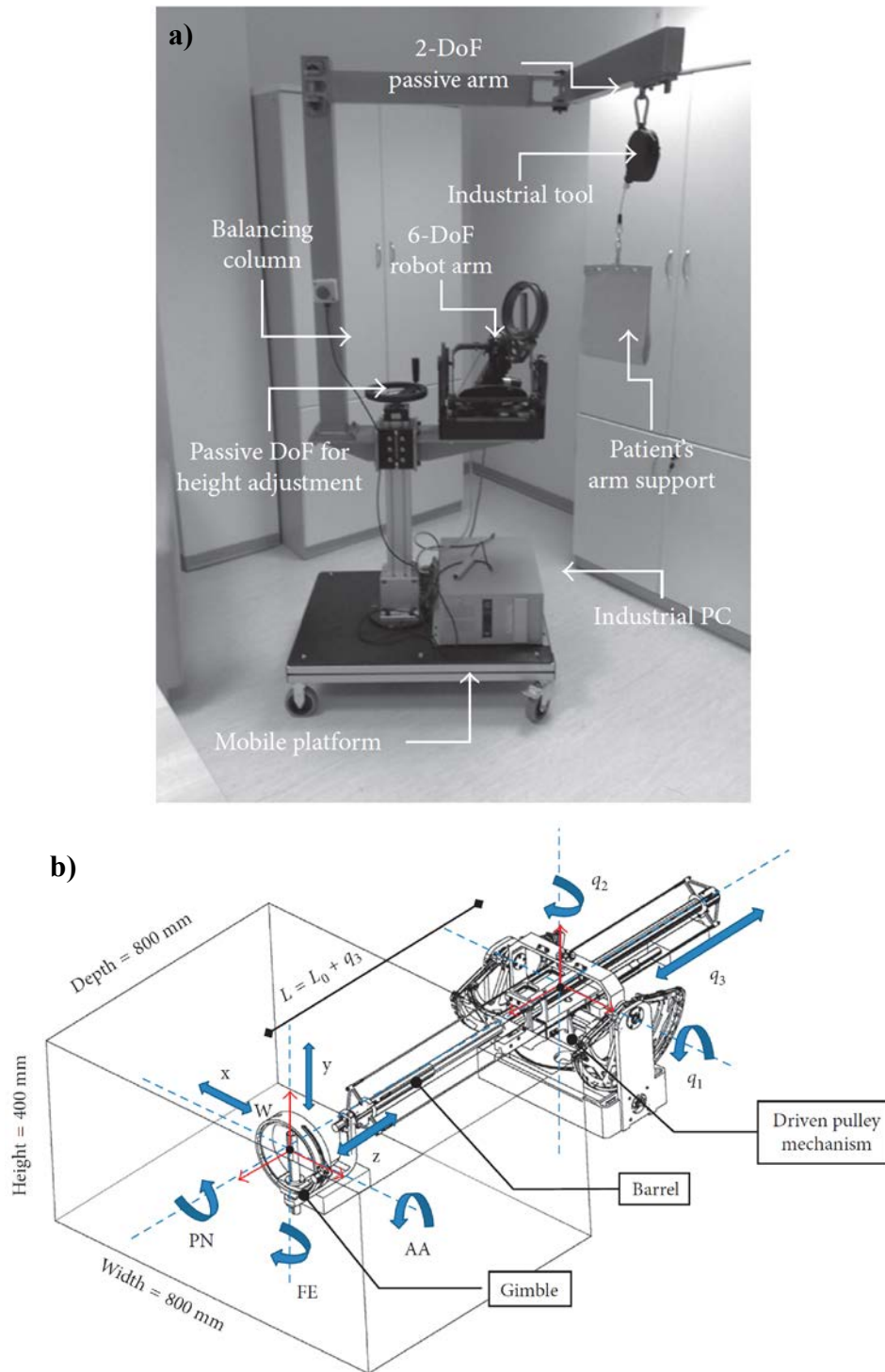


Figura 4.13 Dispositivo robótico de rehabilitación BRANDO. a) Sistema completo. b) El mecanismo del brazo robótico de 6 grados de libertad.

Para hacer uso del sistema la sesión comenzaba con la evaluación del movimiento actual del paciente. El paciente era sentado enfrente de la pantalla donde visualizaría el juego serio. Después el terapeuta asignaba las medidas de la extremidad superior del paciente y calibraba el sistema con los movimientos de entrenamiento. El sistema simulaba diferentes escenas con actividades específicas para realizar movimientos repetitivos. Algunos escenarios que el sistema incluía eran:

- Ejercicio 1: Escenario que consiste en tocar el timbre de una puerta con el dedo índice.
- Ejercicio 2: Escenario donde se debe golpear una pelota de tenis sobre una mesa.
- Ejercicio 3: Escenario donde se debe evitar ponchar globos que van dirigidos hacia el paciente. A su vez, el paciente está sosteniendo un lápiz virtual.

Al tener estos diferentes escenarios, el paciente se veía motivado. Al mismo tiempo la dificultad de la actividad específica podía ser incrementada durante la sesión. Al final de cada sesión, el terapeuta pudo observar el desempeño del paciente. La calibración del paciente y los parámetros de juegos actuales podían ser usados como datos base para la siguiente sesión. Estos datos también eran almacenados y comparados para poder visualizar la evolución del paciente.

El sistema contaba con una interfaz gráfica para que el terapeuta pudiera modificar los parámetros de juego manualmente. De esta manera era posible incrementar la dificultad en cualquier momento de la sesión. Para ayudar al terapeuta a que el sistema se individualizara para cada paciente, el sistema contó con modelo de predicción del desempeño del paciente. En la interfaz gráfica el terapeuta pudo observar la predicción del desempeño del score normalizado (0 a 10). Los parámetros que regían la dificultad del juego eran los siguientes:

- Para movimientos de flexión y extensión:
 - Espacio de juego.
 - Tamaño del objeto virtual.
 - Tiempo para completar la tarea específica.
 - Número de posiciones de los objetos dentro del área de juego.

- Secuencia de aparición de objetos en una posición aleatoria o en una ubicación arbitraria.
- Las fuerzas hápticas ejercidas.
- Para movimientos de pronación y supinación:
 - Espacio de trabajo fuera del rango de movimiento del paciente.
 - La velocidad de los globos.
 - Tamaño de los globos.
 - Intervalo de aparición de los globos.
 - Cantidad de globos que aparecen.

Se realizó un experimento para confirmar la capacidad del sistema para ser utilizado como un método asistido para la fisioterapia ortopédica del antebrazo. Se tomaron los siguientes tres aspectos:

1. La capacidad del sistema para asignar diferentes niveles de ejercicios de fisioterapia del antebrazo. A pesar de las cargas de trabajo variables, el entrenamiento debía mantener movimientos controlados y moderados de acuerdo con la condición clínica del paciente.
2. Los efectos de las condiciones de entrenamiento de dificultad variable en el rendimiento kinesiológico del paciente (movimientos incrementales exigentes con respecto a rangos de movimiento más altos, resistencia a la fuerza opuesta y velocidad). Con esto fue posible el diseño de un modelo predictivo para el progreso del paciente. De esta manera el terapeuta tendría una herramienta para individualizar la intensidad del entrenamiento.
3. La evaluación y aceptación del sistema por parte de los pacientes.

Para el experimento se tuvieron dos voluntarios sanos y diez pacientes. Los pacientes fueron reclutados en el Centro de Rehabilitación USL 5 en Fornacette (Pisa), Italia. Nueve realizaron entrenamiento de ejercicios pronación/supinación, mientras que siete realizaron movimientos de pronación/supinación y flexión/extensión. Todos los pacientes recibieron una indicación médica

de la fisioterapia de rehabilitación tradicional del antebrazo debido a fracturas en las articulaciones del codo o la muñeca. Ninguno presentaba fragmentos de inestabilidad, sensación de dolor severo, trastornos sensoriales cinestésicos o táctiles en la extremidad superior, o deterioro cognitivo. Los sujetos fueron informados sobre los aspectos del estudio.

Se analizó su actividad muscular para verificar la efectividad del sistema al asignar diferentes cargas de trabajo. Los pacientes realizaron algunas actividades específicas del sistema. La actividad tuvo una duración aproximada de 45 minutos. Las sesiones experimentales se diseñaron en las mismas condiciones que se aplicaron durante las sesiones de fisioterapia asistida por robot. Durante las pruebas, se incrementaron los niveles de dificultad de la capacidad de movimiento observada de los pacientes después de la fase de calibración. Los incrementos incluyeron niveles de resistencia a la fuerza y aumentos en el rango de trabajo del movimiento, decrementos en el tiempo de la tarea, un número creciente de objetivos y diferentes secuencias de objetivos de posición. Los pacientes permanecieron tranquilos durante las sesiones y no percibieron ni expresaron ninguna amenaza generada por el sistema, incluso cuando experimentaban condiciones más desafiantes.

Al obtener los datos de los pacientes, se aplicó un análisis de componentes principales (PCA) a la información de kinesiología observada. El modelo resultó en la combinación lineal de un rango de movimiento realizado, velocidad y fuerza resistiva ejercida tolerada por el sistema. Debido al número limitado de pacientes, los resultados estadísticos se interpretarían como evidencia preliminar de la viabilidad de la metodología propuesta, pero se necesitan más estudios comparativos con más pacientes y sujetos sanos para confirmar la validez completa de la propuesta. Además, se concluyó que el sistema es lo suficientemente seguro como para validarlo clínicamente en un estudio de intervención.

Desarrollo

En esta sección se explica detalladamente el procedimiento para el desarrollo del juego serio y la configuración del entorno físico para poder ocupar el sistema que incluye el juego. Se siguió el modelo con base en RV. Primeramente, se definió el entorno virtual (creación) a emplear y la tarea a realizar por el usuario (tarea específica) dentro de éste. La tarea para realizar se seleccionó con base en los diferentes ejercicios, que normalmente hacen los pacientes dentro de un centro especializado para rehabilitación física o terapia ocupacional.

Para el desarrollo del sistema se tomaron como base los movimientos que se realizan en dos ejercicios básicos de rehabilitación. El primer ejercicio se conoce como reach-out / reach-up. Éste consiste en realizar movimientos amplios del hombro y con la mano intentar alcanzar algún objeto colocado en una base elevada. El paciente después de alcanzar dicho objeto, deberá sujetarlo y colocarlo en otra base elevada o en la mesa frente a él. El ejercicio se realiza sentado y frente a una mesa como limitador del espacio de trabajo. Esta mesa sirve como base para que el paciente pueda descansar el otro brazo que no está ejercitando. Además, es fundamental que el paciente tenga en todo momento la espalda derecha y pegada al respaldo de la silla.

El segundo ejercicio fue el ejercicio del arco. Como se muestra en la Figura 5.1, el paciente se sienta de forma adecuada en una silla y mira de frente una mesa. Esta mesa sirve para la colocación de una base en forma de arco, el cual contiene objetos en forma de dona. Estos objetos se encuentran en un extremo del arco. El ejercicio consiste en que el paciente pase dichos objetos al lado contrario, evitando que éstos choquen con el arco que los sostiene. De esta manera el paciente ejercita el hombro y codo, realiza movimientos controlados, suaves y exactos.

Al asistir al Hospital General de México se observó que las sesiones de rehabilitación se desarrollan de manera grupal. Al ser una terapia grupal, el terapeuta tiene más de cinco pacientes bajo su supervisión, por lo que le es difícil evaluar adecuadamente a todos los pacientes al mismo

tiempo. Por ello, se decidió desarrollar un sistema que ayude al terapeuta y adicionalmente mejore las sesiones de rehabilitación. De esta manera, el terapeuta puede monitorear más fácil a todos sus pacientes.

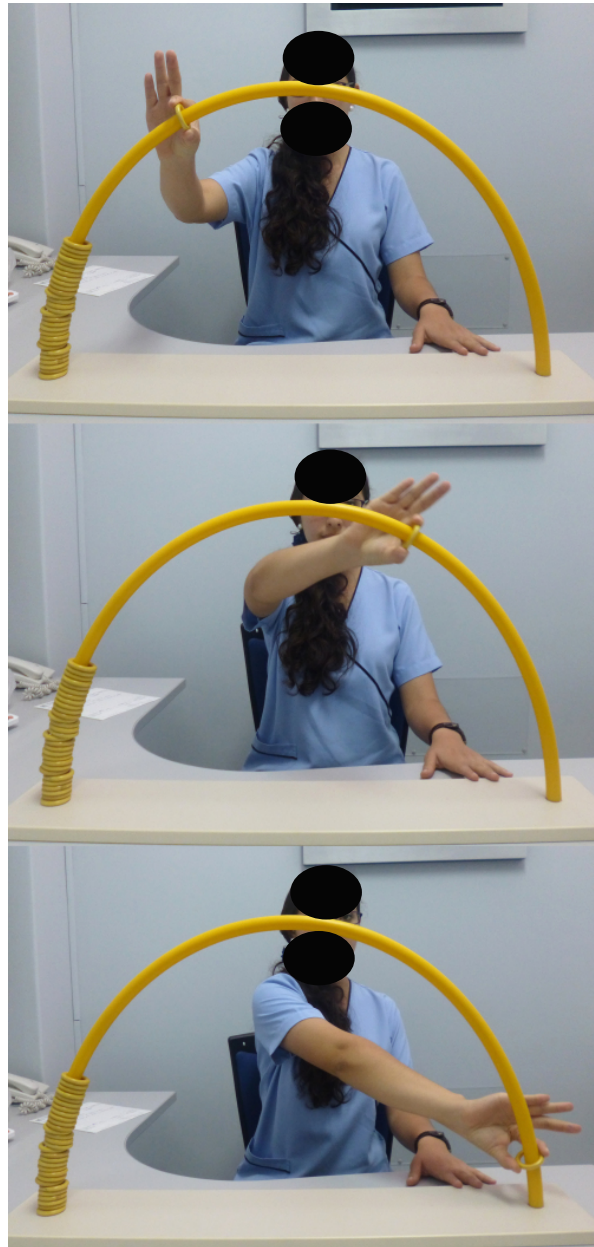


Figura 5.1 Terapeuta que muestra cómo se realiza el ejercicio de arco. (Tomado de: Houglum & Bertoti, 2012).

5.1 Creación del entorno virtual

Primeramente, se diseñó el entorno virtual donde el paciente realiza la actividad significativa. Con ayuda del software Unity 3D ^[5] se diseñó dicho entorno virtual e igualmente el comportamiento de éste. Unity 3D es un motor de videojuegos multiplataforma 3D para PC y MAC creado por Unity Technologies ^[6]. Esta herramienta permite crear videojuegos, aplicaciones interactivas, visualizaciones y animaciones en 3D y tiempo real. Ofrece un completo editor visual para la realización de los videojuegos.

El videojuego se construye desde el editor y la mecánica del juego se programa con ayuda de scripts. Los scripts son archivos de ordenes escritas en lenguaje de programación JavaScript, C# o Boo. Dentro del editor se necesitan construir o agregar de manera externa los modelos (assets) que tendrán participación en el videojuego. Los assets pueden ser desde archivos de imagen, modelos 3D, archivos de sonido, animaciones, etc.

El video juego serio se desarrolló con base en RV, por lo que el diseño de un avatar fue necesario para poder igualar el aspecto de un ser humano en el ambiente virtual. De esta manera, el paciente logra tener mejor interacción dentro del ambiente virtual, Además, el paciente puede tener mayor sentido de inmersión.

Para el desarrollo del avatar 3D se ocupó el software DAZ Studio ^[7]. Como se muestra en la Figura 5.2. En este software es posible la creación de avatares masculino o femenino, también es posible cambiar la forma del cuerpo. Una de las ventajas principales de DAZ Studio es que, a diferencia con otras aplicaciones de modelado de avatares, DAZ Studio tiene el soporte de varias generaciones de la tecnología Genesis ^[8]. Esta tecnología se usa como base en las figuras humanas. En este proyecto se utilizó la tecnología Genesis 8, la cual es la más reciente.

⁵ <https://unity.com/es>

⁶ <https://unity3d.com/es/company>

⁷ <https://www.daz3d.com/>

⁸ <https://www.daz3d.com/genesis8>

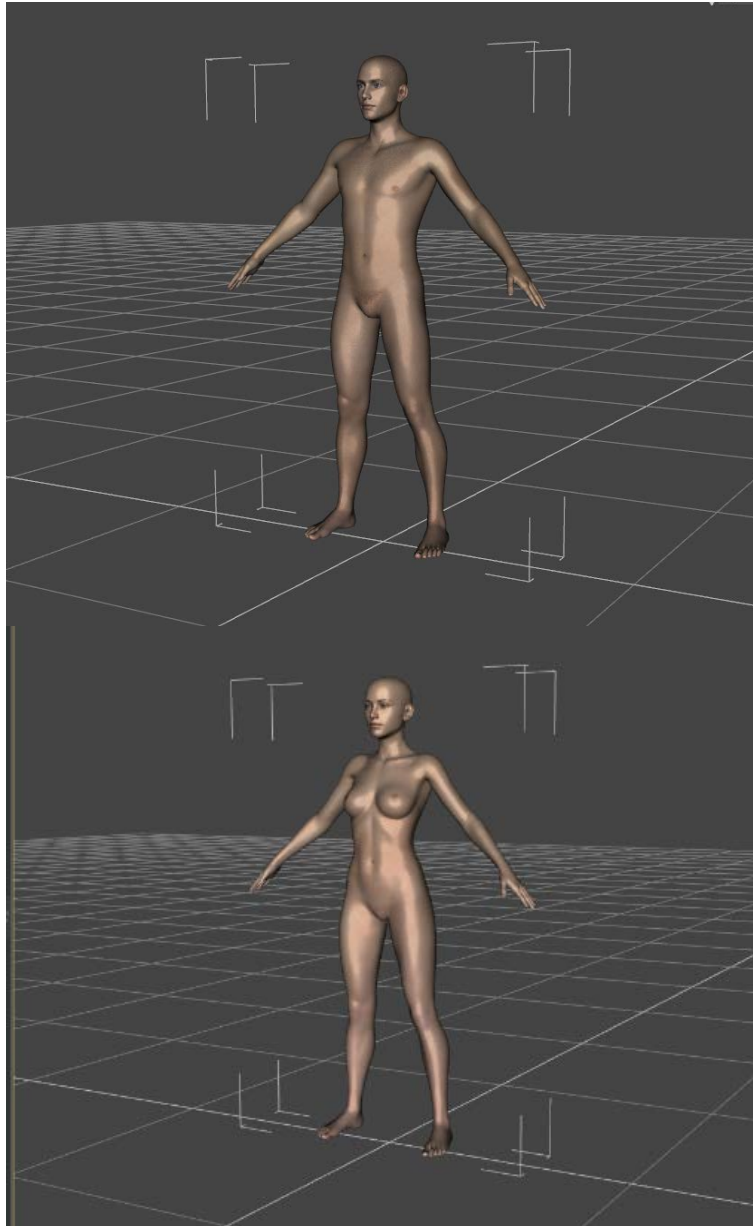


Figura 5.2 Modelos masculino y femenino que se creó en el software DAZ Studio.

Una vez que se creó el avatar, éste se exportó a un software de modelado, de iluminación, renderizado, animación y creación de gráficos en 3D llamado Blender ^[9]. Blender permitió la disminución del tamaño de la malla que formaba la piel del avatar que se creó. Con esto se obtuvo una mayor optimización del renderizado y menor carga de trabajo por parte de la ejecución del juego serio. También, fue posible añadir y modificar adecuadamente el esqueleto del avatar para poder manipularlo en el software Unity 3D.

⁹ <https://www.blender.org/>

Blender incluye una herramienta llamada mapas UV, donde es posible mapear una textura sobre el objeto 3D. Como se mencionó anteriormente, se disminuyó el tamaño de la malla del avatar, lo que redujo el número de polígonos que conforman el modelo 3D. Esto es posible ya que el mapeo UV es una técnica que se utiliza para envolver una textura de imagen 2D en una malla 3D. Se toman los nombres U y V como los ejes de un plano, ya que X, Y y Z se utilizan para las coordenadas en el espacio 3D. Por ejemplo: al aumentar su V en un modelo de esfera se puede mover en la malla a lo largo de una línea de longitud (norte o sur). Mientras que aumentar su U se puede mover a lo largo de una línea de latitud (este u oeste).

Al realizar el mapeo UV, se debe tener en cuenta el número de polígonos que lo conforman. Lo que da como resultado una aplicación de texturas con mayor facilidad y permite la adición de detalle que la geometría no tiene, como se muestra en la Figura 5.3.

Se creó el mapa UV de la piel para el avatar. Este mapa incluyó el sector de la piel para las extremidades superiores e inferiores. Se aplicó el mapeo al modelo del cuerpo humano con coordenadas paramétricas UV, normalizadas entre 0 y 1. El uso de estos valores normalizados permite elegir entre texturas de diferente resolución en tiempo de ejecución, sin necesidad de recalcular los valores de mapeado.

Como se muestra en la Figura 5.4, es posible visualizar el renderizado final del avatar, junto con su esqueleto. El esqueleto de un humanoide virtual sirve para realizar movimientos lo más semejantes al ser humano real. Los rombos representan un hueso que en conjunto forman el esqueleto completo. Cada rombo en sus efectores finales tiene una esfera, la cual representa una articulación, ésta conecta con algún otro hueso del esqueleto. Al contar con este esqueleto, es posible limitar el movimiento que cada parte del cuerpo puede realizar, de esta manera se le da una animación lo más parecido a la realidad.

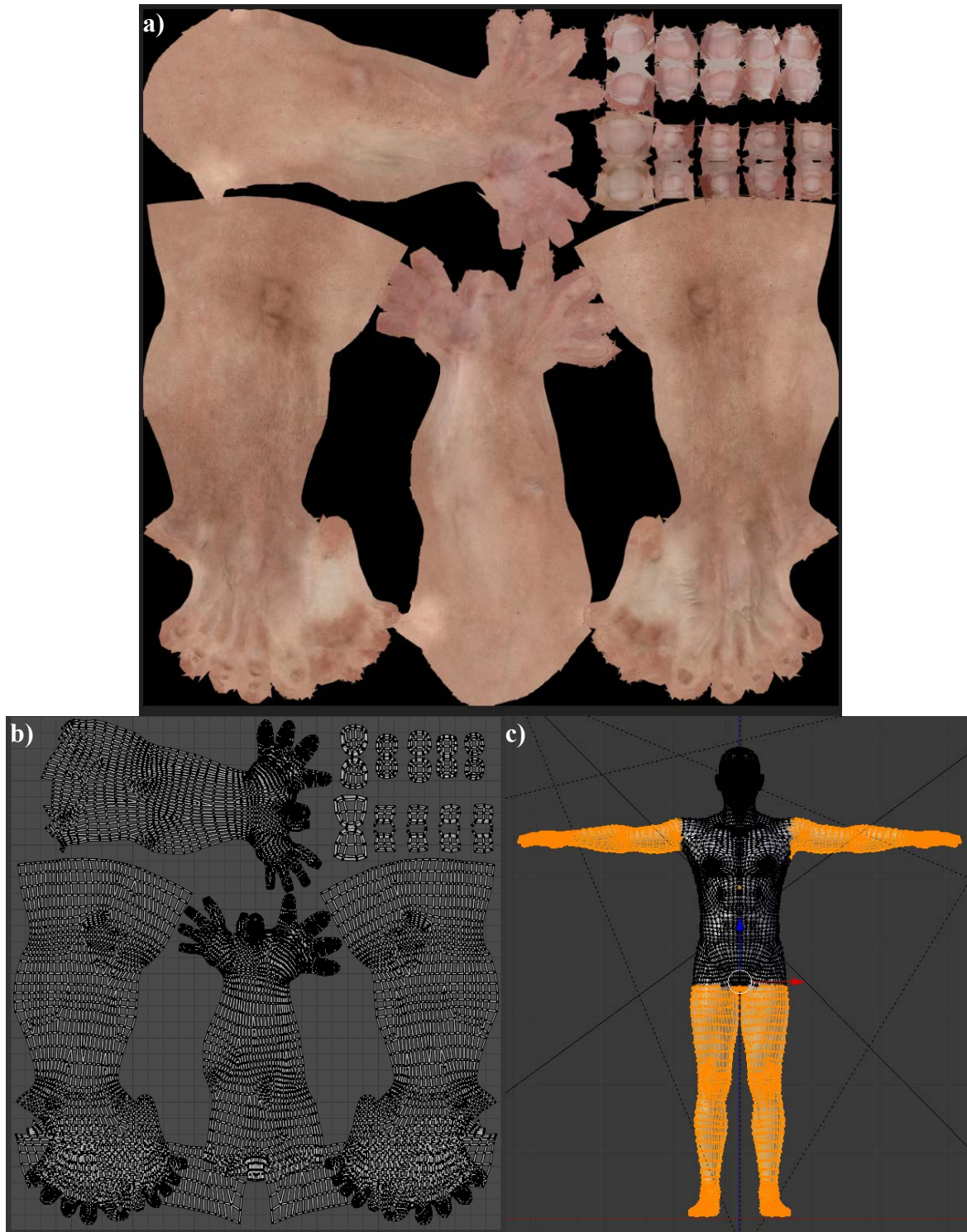


Figura 5.3 Avatar texturizado mediante mapeo UV. a) Imagen UV de la piel. b) Mapeo UV de la imagen UV de la piel. c) Vértices seleccionados para el mapeo UV.

Al tener el avatar completo y el esqueleto integrado, se exportó en formato Filmbox (FBX) ^[10]. Este formato permite exportar todo el objeto 3D junto con su mapeo UV (texturas), esqueleto, animaciones, iluminación, etc. Dentro del motor de videojuego Unity 3D se importó dicho modelo para poder manipularlo en el entorno virtual.

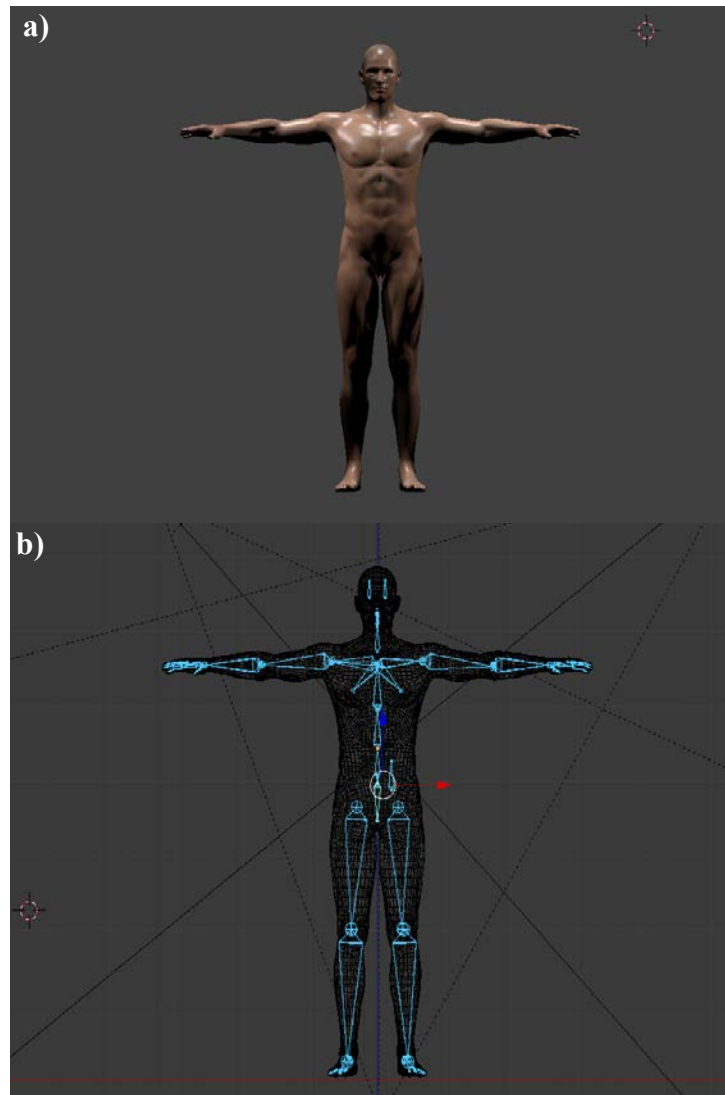


Figura 5.4 Constitución completa de avatar 3D. a) Vista renderizada del avatar, añadiendo iluminación y con el mapeo UV adecuado. b) Esqueleto completo, representado con un conjunto de rombos y esferas interconectados.

¹⁰ <https://www.autodesk.com/products/fbx/overview>

Es importante realizar la configuración del objeto importado para que éste se convierta en una entidad avatar y poder manipularlo como un humanoide. Al realizar esta configuración es posible asignar cada hueso del esqueleto que contiene el objeto 3D a su correspondiente en el ambiente virtual de Unity 3D. En la Figura 5.5 se observa esa configuración, en la cual se asigna un hueso a cada círculo (articulación) para poder mover al objeto como si fuese un humano de verdad.

Al desarrollar alguna animación, los movimientos del cuerpo humano se producen girando los ángulos de las articulaciones en un esqueleto a valores predeterminados. La posición de una articulación secundaria cambia según la rotación de su matriz. Por lo tanto, el punto final de una cadena de articulaciones se puede determinar a partir de los ángulos y las posiciones relativas de las articulaciones individuales que contiene. Este método de posar un esqueleto se conoce como cinemática directa.

Sin embargo, a menudo es útil observar la tarea de colocar articulaciones desde el punto de vista opuesto. Dada una posición elegida en el espacio, se trabaja hacia atrás y se encuentra una forma válida de orientar las articulaciones para que el punto final caiga en esa posición. Esto resulta ser útil cuando se desea que un personaje toque un objeto en un punto que el usuario selecciona o coloque sus pies de manera convincente en una superficie irregular. Este enfoque se conoce como cinemática inversa (IK, por sus siglas en inglés) y es compatible con el mecanismo para cualquier personaje humanoide con un avatar configurado correctamente.

Una vez que el mecanismo de cinemática inversa se integra, es posible que las extremidades superiores del humanoide puedan seguir objetos en el mundo virtual, dando una apariencia de movimiento natural. Estos objetos se conocen como targets, los cuales se asignan con un peso (IK weight) para que cada mano siga su respectivo target de una manera adecuada. El peso determina qué tanto se afecta la mano con el IK. Si se tiene un peso de 0, la mano del humanoide seguirá de manera poco precisa al IK, pero si se tiene un peso de 1, la mano del humanoide seguirá de manera muy precisa al IK.

Igualmente, se crearon otros objetos llamados hints. Éstos ayudan a que el codo del humanoide realice mejor el movimiento de sus extremidades, dando un aspecto aún más realista del

movimiento de las articulaciones. En la Figura 5.6 se muestran los targets de color azul y rojo, donde el target azul corresponde a la mano derecha y el target rojo la mano izquierda. Igualmente se aprecian los hints representados con el color verde y lila. Donde el hint verde representa la articulación del codo derecho y el hint lila la articulación izquierda del codo. Al ejecutar el sistema es posible observar cómo las extremidades del humanoide intentan alcanzar sus respectivos targets.

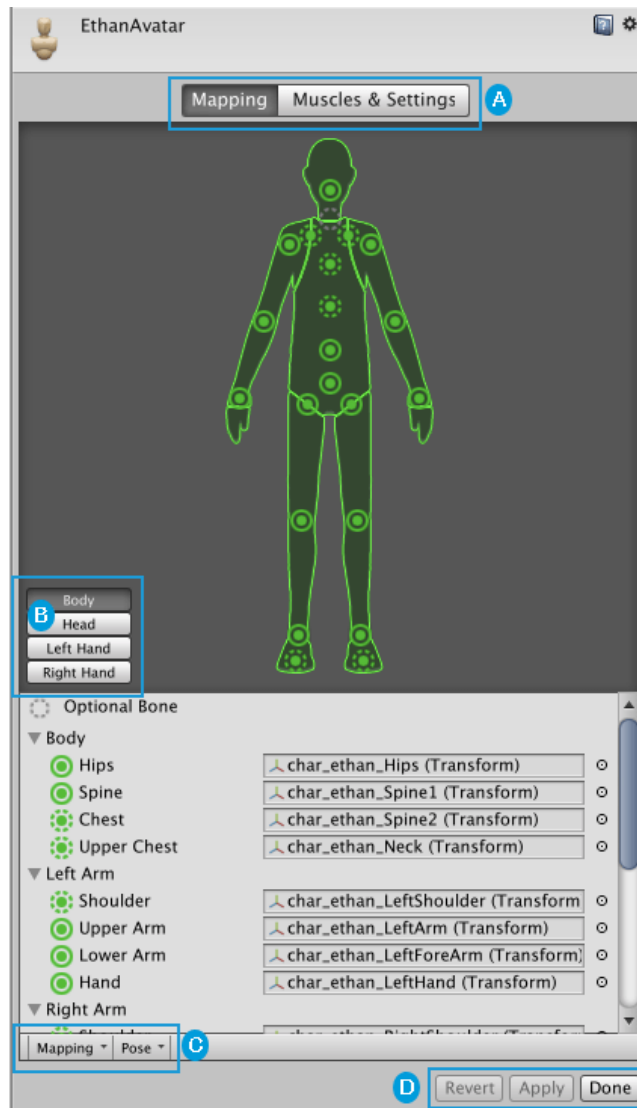


Figura 5.5 Interfaz de usuario para configurar el esqueleto de un avatar virtual. A) Posibilidad de mapear los huesos y configurar los músculos del avatar. B) Botones para poder configurar las diferentes partes del cuerpo del avatar. C) Opciones para cambiar la pose del avatar y configuración de mapeo. D) Aceptar, aplicar y revertir cambios.

Al integrar el IK se agregó una mesa de madera como límite de área de juego. Esta mesa simuló las mesas en donde se realizan los diferentes ejercicios en la terapia ocupacional. Esta mesa tiene las mismas dimensiones y funciones que en el mundo físico. Al tener la mesa en la misma posición que en el mundo físico, el paciente tiene la posibilidad de descansar sus extremidades.

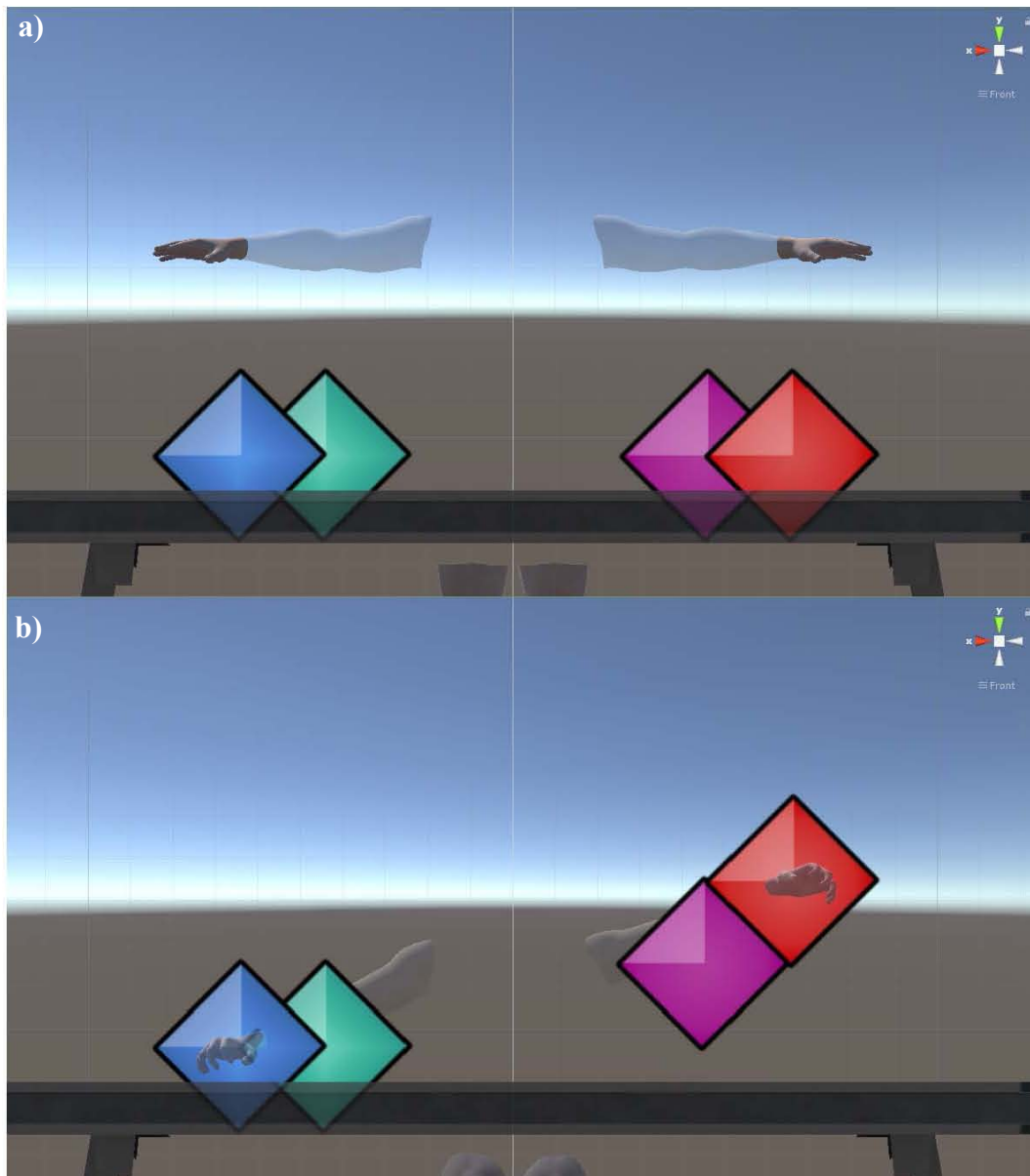


Figura 5.6 Demostración de la cinemática inversa en Unity 3D. a) Targets en color rojo y azul, hints en color verde y violeta. b) Seguimiento de la posición y rotación de los targets y hints por parte de las extremidades del avatar.

El avatar se colocó a la altura adecuada, para tener un aspecto más cercano a la realidad. Se optó por colocar un panorama azul y rosa, para dar un aspecto de naturalidad y de relajación y evitar fatiga en la visualización del entorno virtual. Se añadieron mensajes de visualización para indicar el tiempo transcurrido de juego y el score. De esta manera se tuvo la configuración inicial como se muestra en la Figura 5.7 del videojuego serio.



Figura 5.7. Configuración inicial del juego serio

5.2 Interacción dentro del entorno virtual

Con lo anterior, se tuvo la descripción general del entorno virtual del juego serio. El entorno virtual se conformó con un espacio donde se desarrolló la tarea específica (mundo virtual), un limitador del entorno (mesa de trabajo) y un actuador (el avatar). Se añadió HMDs para lograr un sentido de inmersión mayor y mejorar el sentido de profundidad al ocupar el sistema. Ya que al realizar pruebas del sistema sin los HMDs fue difícil percibir alguna sensación de profundidad de los objetos que aparecieron en el entorno virtual. Sin los HMDs fue difícil percibir la distancia de los objetos, esto generó una limitante al querer jugar el video juego serio de manera óptima.

Los HMDs que se eligieron fueron los Oculus Rift. Estos cascos cuentan con dos pantallas OLED, cada una con resolución de 1080 x 1200 píxeles para cada ojo. Con ambas pantallas se alcanza resolución final de 2160 x 1200, con tasa de actualización de 90Hz. En consecuencia, se garantiza

que la velocidad de fotogramas sea lo suficientemente alta para evitar mareos y se proporciona una experiencia de visualización fluida.

Estos HMDs cuentan con un campo de visión de 110 grados, lo que es suficiente para generar la sensación de que el entorno virtual envuelve todo el campo de visión del ojo humano. Los HMDs se componen por el visor (casco), los controles touch y dos sensores rift (LED de infrarrojos). El casco incluye auriculares que proporcionan sonido 3D. Los controles touch permiten la presencia de las manos en la RV. Los sensores siguen el movimiento de los controles touch y dentro del visor el posible trasladar dichos movimientos a la RV sin importar si el individuo se encuentra sentado o parado.

El sensor LED de infrarrojos emplea el método que se conoce como Constellation^[11] (Figura 5.8). El método consiste en que el visor y los controles emiten luces infrarrojas que están a su alrededor, por lo que se requiere que no haya obstáculos alrededor de ellos. Los sensores permiten la localización de estas luces infrarrojas que luego se interpretan como movimiento (traslación) y orientación. Se logra un rastreo de 6 grados de libertad.



Figura 5.8 Sistema constelación de los Oculus Rift
(Tomado de: <https://www.gafasoculus.com/rift/>)

Los sensores se colocan con separación mínima de 2 metros viendo hacia el usuario y con esto se obtiene una capacidad de rastreo en ángulo de 180 grados. Esto quiere decir, si el usuario realiza un movimiento a más de 180 grados (quedando de espaldas a los sensores) se perderá el rastreo. Por lo que es posible realizar diferentes configuraciones de posicionamiento de los sensores o incluso añadir más sensores a la configuración de los Oculus Rift como se muestra en la Figura

¹¹ <https://developer.oculus.com/blog/increasing-fidelity-with-constellation-tracked-controllers/>

5.9. Con estas configuraciones es posible aumentar el grado de rastreo del usuario, el cual puede tener un área de rastreo de 360 grados.

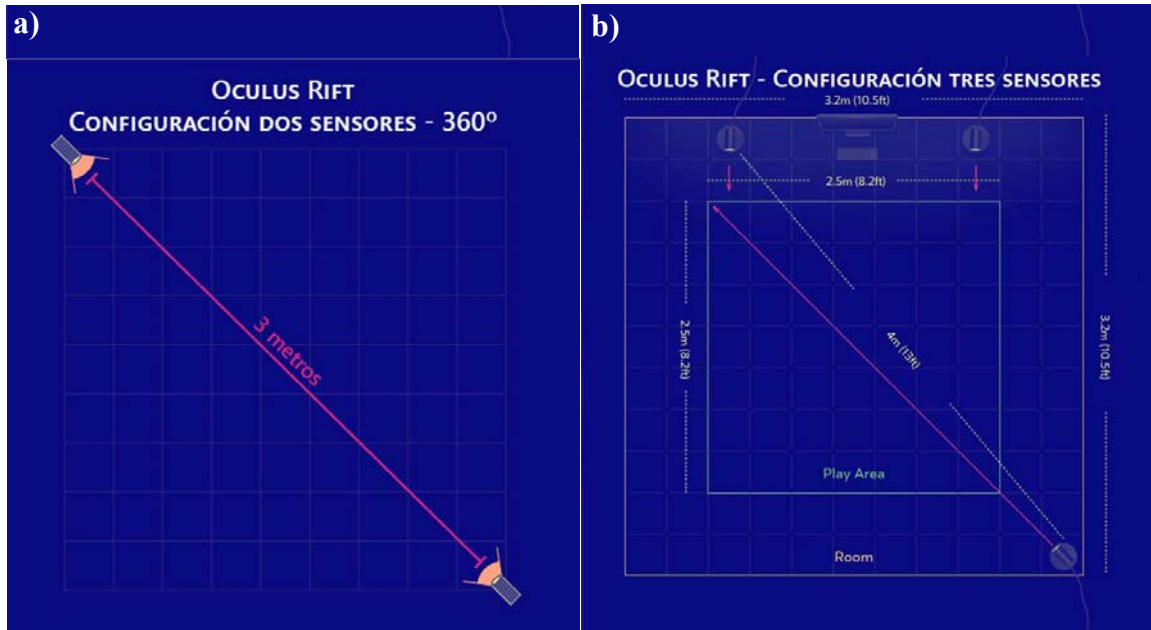


Figura 5.9 Configuraciones de los sensores Oculus para el área de rastreo. a) Configuración con dos sensores 360 grados. b) Configuración de tres sensores 360 grados. (Tomado de: <https://www.gafasoculus.com/rift/>)

Los requisitos mínimos que se necesitaron para poder emplear los HMDs fueron:

- Sistema Operativo Windows 8 o superior
- Procesador Intel i5 4590 o superior
- Tarjeta gráfica Nvidia GTX 970 / AMD 290 o superior
- Salida de video compatible con HDMI 1.3 (visualización en el casco)
- Dos puertos USB 3.0 (para los sensores)

Como la mayoría de los usuarios que sufrieron algún EVC, no pueden realizar tareas de agarre con la mano de la extremidad superior lesionada, no fue posible el uso de los controles touch. Por lo tanto, para el rastreo de los movimientos y rotaciones de la mano se emplearon marcadores reflejantes para la captura de movimiento. Como se muestra en la Figura 5.10, los marcadores reflejantes se adaptaron en una banda elástica sujeta en la parte superior de la mano. Una ventaja

de esto fue que el paciente se concentró más en realizar de manera adecuada la tarea específica, fue más cómodo y no se distrajo en tratar de sujetar el equipo externo.

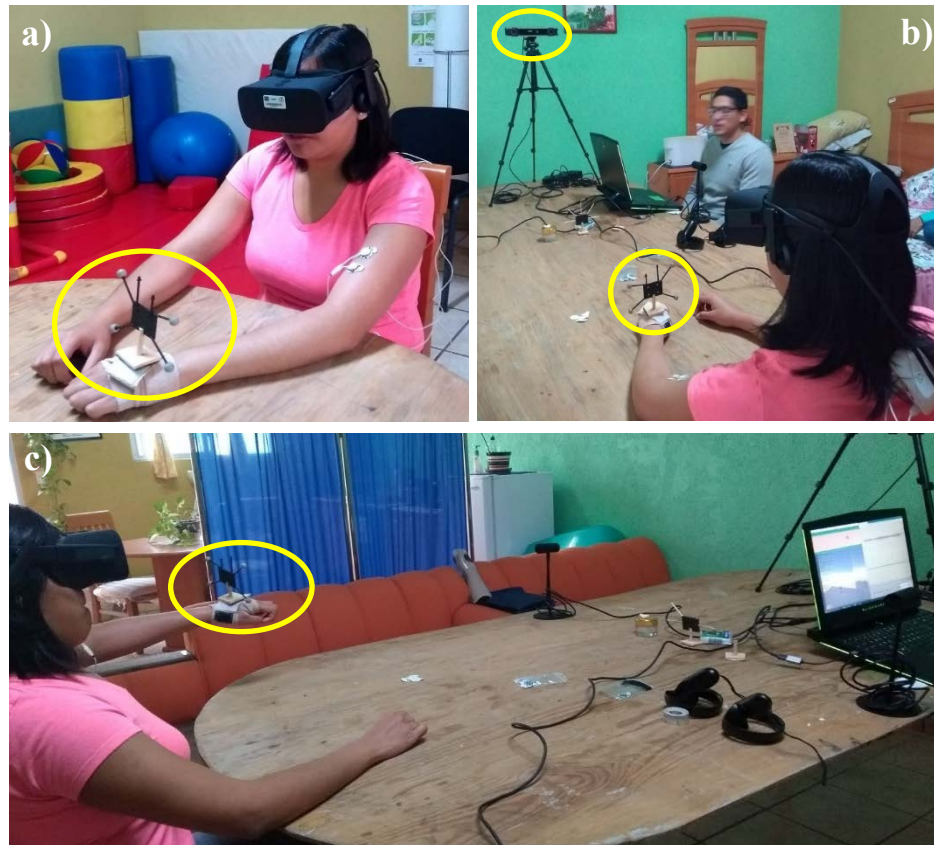


Figura 5.10 Rastreo de mano con el sensor OptiTrack. a) Dispositivo que se implementó para rastrear los movimientos de la mano. b) Interacción del dispositivo con el sensor OptiTrack. c) Facilidad en la realización de los ejercicios y la recepción de señales del marcador.

El sensor OptiTrack: Duo se empleó para realizar el monitoreo de la mano. Éste ocupa la tecnología de captura de movimiento mocap (del inglés motion capture). Es una técnica de grabación de movimiento y el traslado de dicho movimiento a un modelo virtual o digital. Esta tecnología emplea diferentes tipos de captura de movimiento, incluidos:

- Óptico-pasivo

Esta técnica emplea marcadores retro reflectantes que permiten el rastreo por cámaras infrarrojas. Es el método más flexible y usado por la industria.

- Óptico-activo
Esta técnica emplea marcadores LED conectados por cables a algún computador, batería o cargador.
- Video/markerless
Como su nombre lo dice, esta técnica no requiere el uso de marcadores ni trajes, se ocupa un software para rastrear el movimiento de los sujetos.
- Inercial
No se requieren cámaras excepto. Se emplean sensores inerciales y los datos de los sensores se transmiten de forma inalámbrica a un computador.

El sensor OptiTrack emplea la tecnología óptico-pasivo, una de las más precisas, eficientes y flexibles. El sensor mide aproximadamente 30 centímetros de longitud, lo cual lo hace portátil y ligero. Igualmente, viene calibrado desde fábrica por lo que su uso, instalación y configuración es simple y flexible, al igual cuenta con la tecnología plug-and-play. La imagen de captura del sensor tiene resolución de 640 x 480 y tasa de actualización de 120 cuadros por segundo y cuenta con exactitud de captura submilimétrica. Los tipos de procesamiento de imágenes con los que el sensor funciona son los siguientes:

- Objeto.
- Segmentación.
- Precisión en escala de grises.
- MJPEG escala de grises.
- Escala de grises en crudo.

El software que permite hacer uso del sensor se llama Motive: Tracker (Figura 5.11). Este software permite realizar rastreo de movimiento en tiempo real y en modo fuera de línea. Igualmente, realiza el rastreo de movimiento de un total de 6 grados de libertad (DoF); captura tanto traslación y rotación en el mundo real con una precisión extremadamente alta.

Una característica importante del software es que se tiene la posibilidad de añadir marcadores personalizados, esto es, diseñar algún marcador con forma específica. Cada marcador personalizado requiere mínimo tres marcadores reflejantes y máximo siete. Al objeto que se crea con los marcadores reflejantes, se le conoce como Rigid Body (objeto rígido). Es posible crear y rastrear en tiempo real hasta 32 objetos rígidos al mismo tiempo. Otra característica especial del software es que los objetos rígidos que se crean se pueden nombrar con etiqueta personalizada para tener mayor control de éstos.

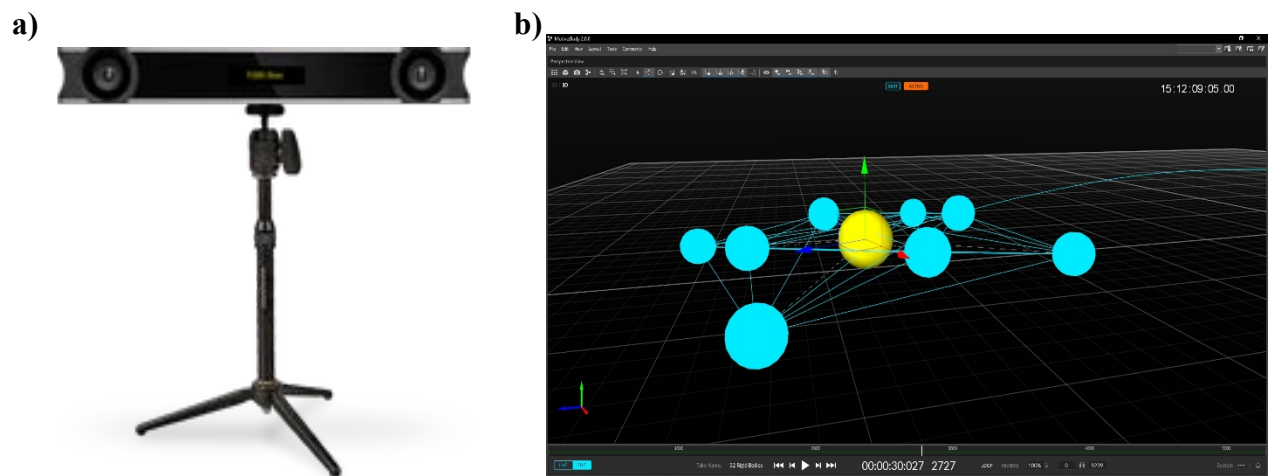


Figura 5.11. Rastreo de marcadores reflejantes. a) Sensor Optitrackv120 Duo. b) Software Motive: Tracker. (Tomado de: <https://optitrack.com/>)

Al poder realizar el rastreo de un objeto rígido personalizado se añadió la configuración de los marcadores reflejantes en el guante. Se configuró la mano derecha como la izquierda, por lo que el rastreo de ambas manos era posible, sin posibilidad de obstrucción o confusión de rastreo.

Para poder establecer la comunicación entre el software Motive: Tracker con Unity 3D y poder transmitir los datos de posición y rotación del objeto rígido, se instaló el Kit de Desarrollo de Software (SDK) de Motive y se importó el plugin para Unity. Con esto, fue posible la transmisión de datos desde Motive sobre el protocolo de datagramas de usuario (UDP) y que Unity pudiera interpretarlos y leerlos.

Desde el software de Motive fue necesario habilitar la opción “Broadcast Frame Data”, escribir la dirección IP y el puerto por donde se transmitirían los datos. Por parte de Unity 3D se necesitó configurar el script “Optitrack Streaming Client” que venía integrado en el plugin de Motive. Al configurar el script fue necesario seleccionar el tipo de conexión, escribir la dirección IP local y la del servidor, junto con el puerto anteriormente seleccionado en Motive. Fue posible seleccionar la opción de crear los marcadores reflejantes que Motive detectó, con esto, fue posible visualizar en tiempo real los marcadores que Motive logró rastrear. Era necesario poder detectar como mínimo 3 marcadores simultáneamente para que se pudiera localizar el objeto rígido que se estaba rastreando.

El script de cliente-servidor se adjuntó a un objeto vacío en Unity 3D. Dentro de este objeto vacío se creó el objeto a mover conforme el rastreo. A este objeto se le adjuntó otro script el cual especificaba si el objeto que se rastrearía sería de tipo esqueleto, HMD u objeto rígido. En este caso como fue un objeto rígido, sólo fue necesario referenciar al cliente que transmitía los datos (anteriormente creado) y se escribió el ID del objeto que correspondía al creado en Motive.

El objeto al que se le adjuntó dicho script fue el target para cada mano. Como ya se mencionó con anterioridad, este target fue el que debía seguir la mano, por lo que, al mover dicho target la mano realizaría los mismos movimientos de traslación y rotación para poder igualar la posición del target.

5.3 Configuración del espacio de trabajo

El espacio de trabajo para poder realizar la actividad específica y la instalación del hardware requerido para usar el sistema fue aproximadamente de 6 metros cuadrados. Se usó una computadora portátil con sistema operativo Windows 10, procesador i7 de séptima generación, con 32GB de memoria RAM y una tarjeta gráfica dedicada de 8GB, cabe mencionar que estas especificaciones rebasaron las características recomendadas para poder hacer uso tanto del juego serio, como para poder implementar el software Motive o los visores Oculus Rift.

Para fines de rastreo óptimo se consultó el manual del sensor óptico Optitrack para definir la distancia ideal para poder rastrear ambas manos sin necesidad de mover el sensor o al paciente. En la Figura 5.12 se muestran las distancias mínimas y máximas para el rastreo de los marcadores reflejantes, con base a estas medidas fue posible seleccionar el área en la cual no se tendría oclusión de ningún marcador y así evitar la pérdida de información de un marcador.

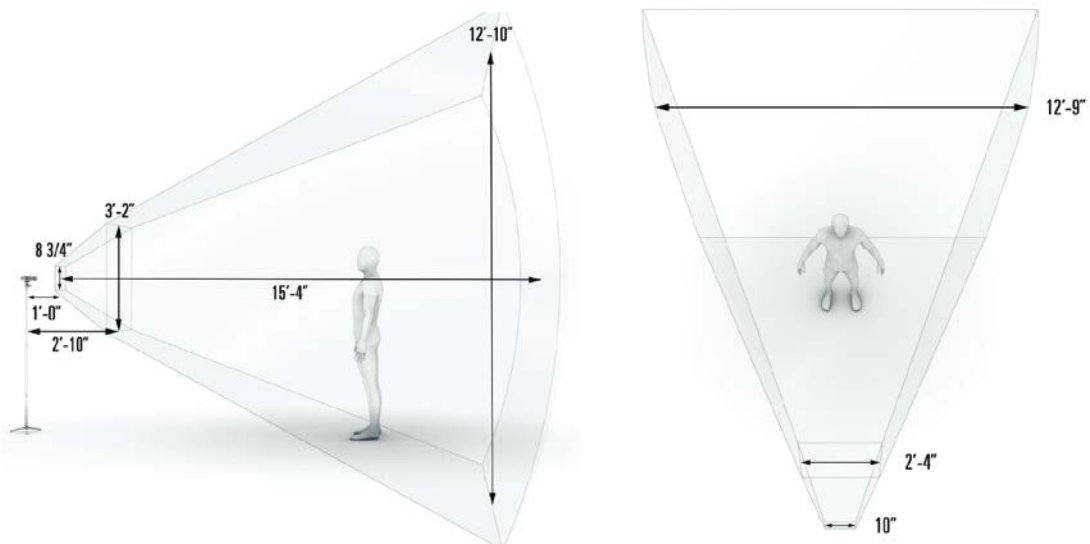


Figura 5.12 Máximo área de rastreo con el sensor Optitrack v120 Duo. a) Distancia máxima para el rastreo en profundidad. b) Distancia máxima para el rastreo en amplitud. (Tomado de: <https://optitrack.com/>)

Por lo que, el sensor se colocó en un extremo de la mesa en donde se llevaría a cabo la terapia física, y en el extremo opuesto con una distancia mínima de 2 metros se colocó al paciente. De esta manera, el paciente pudo realizar movimientos de sus extremidades superiores sin salir del área de rastreo. Los sensores de los Oculus Rift fueron posicionados delante del sensor óptico y con una separación de 2 metros entre ellos. De esta manera y como se mencionó con anterioridad el área para poder realizar la actividad y no tener oclusión sería de 4 metros cuadrados, esta configuración del espacio de trabajo puede ser observada en la Figura 5.13.

El único obstáculo que tuvo el paciente fue la mesa en donde podía descansar sus extremidades superiores, pero como se mencionó con anterioridad, esta mesa fue representada en el entorno virtual por lo que no existía posibilidad de sufrir algún accidente. En todo momento el paciente debió permanecer sentado, con su espalda recta y apoyada en el respaldo de la silla. Si el paciente era de altura pequeña, se colocó un banco a la altura de sus extremidades inferiores para que estas pudieran ser apoyadas sobre éste, de esta manera se evitó que el paciente presentara pérdida de equilibrio y se fomentara una postura adecuada que evitó la fatiga postural.



Figura 5.13 Configuración experimental para poder realizar la tarea específica del sistema.

5.4 Calibración

Antes de comenzar a realizar la actividad específica, al paciente se le solicitó que realizara unos movimientos de su extremidad superior para poder delimitar el área de juego. Uno de estos movimientos consistía en realizar una máxima extensión del codo y hombro. Igualmente, se le solicitó que realizara máxima apertura del hombro. Con estos movimientos que el paciente realizó fue posible obtener los máximos rangos para el eje y y x para el área de juego. Al contar con estos rangos máximos, era posible delimitar el área de juego óptimo para cada paciente.

Unos segundos movimientos de calibración eran realizados para corroborar los rangos anteriores obtenidos. Esto se realizó ya que el paciente estaba predispuesto a realizar movimientos sin sentir dolor. Se le solicitó al paciente que realizara un movimiento con su extremidad superior en forma de infinito. Con este movimiento además de realizar un ligero calentamiento del músculo, permitía al paciente registrar un mayor rango de apertura para el área de juego.

5.5 Descripción de la actividad específica

Después de realizar la calibración del área del juego, el paciente ya estaba listo para poder ejecutar la activada específica. Como se mencionó al inicio de este capítulo se tomaron en cuenta los movimientos de los ejercicios de reach-out / reach-up y el ejercicio del arco, estos ejercicios son normalmente realizados en las sesiones de terapia ocupacional. Con base a esto, el juego serio consistió en hacer aparecer esferas que iban dirigidas hacia el usuario, y éste, debió intentar interceptarlas con la mano (Figura 5.14). Las esferas tuvieron cuatro diferentes parámetros:

- **Tamaño:** El tamaño de la esfera (diámetro) se cambió aleatoriamente para tener un parámetro de variación en la percepción de la dimensión de la esfera.
- **Velocidad de movimiento:** Este parámetro fue cambiado aleatoriamente para poder manipular la velocidad de movimiento de la mano del paciente.
- **Rango de aparición (zona de aparición):** Este parámetro fue cambiado aleatoriamente para poder aumentar o disminuir la apertura de la mano del paciente.
- **Intervalo de aparición:** Este parámetro fue cambiado aleatoriamente para manipular la velocidad de la mano del paciente. Igualmente, sus valores fueron modificados para poder influir en los reflejos del paciente.

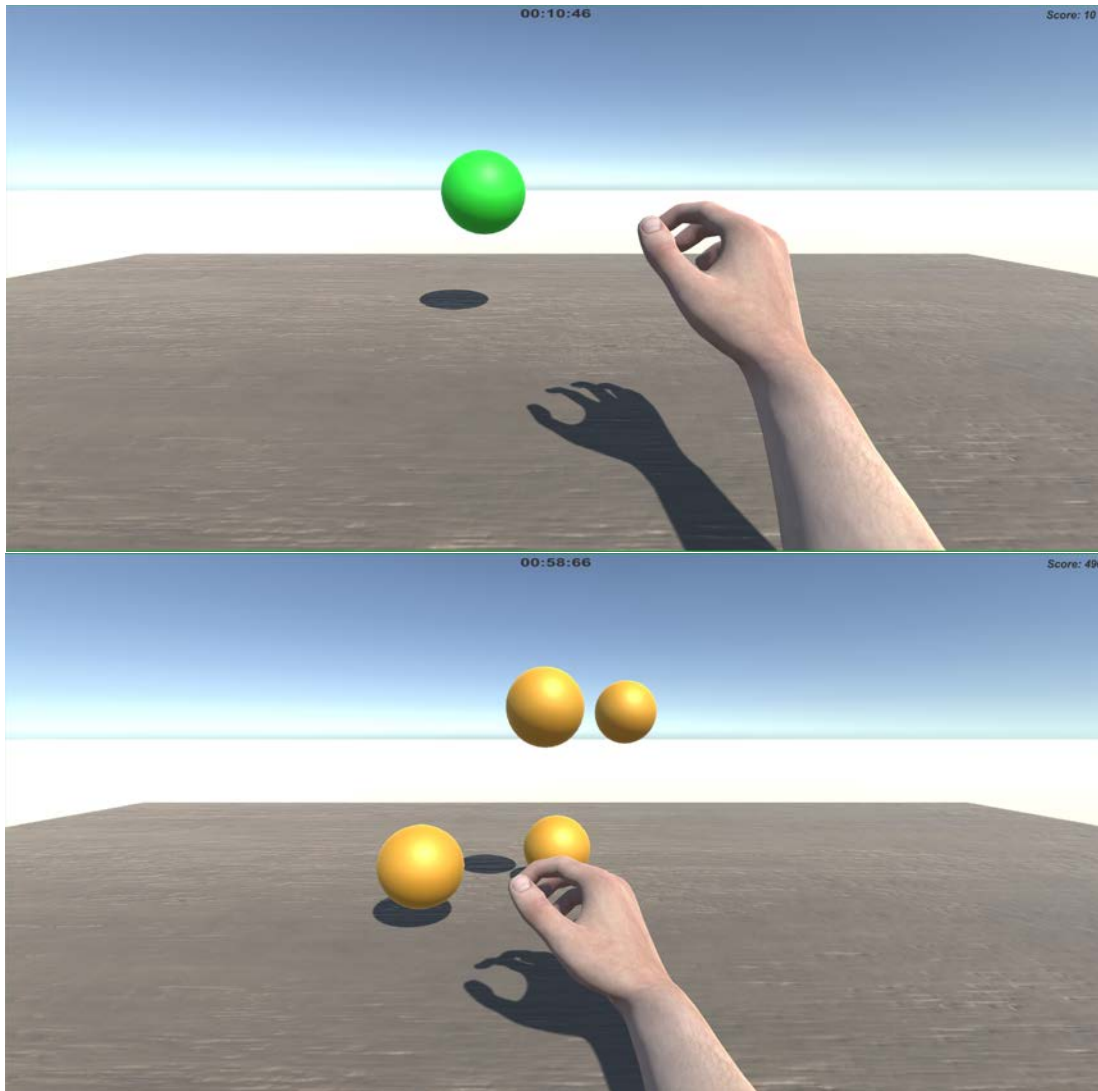


Figura 5.14 Juego serio con diferentes niveles de dificultad

Al seguir una metodología para el diseño de videojuegos orientados a la rehabilitación con base en RV la temática del juego consistió en la recolección de esferas con diferentes parámetros de dificultad. El propósito de esta actividad fue mejorar el rango de movimiento del paciente de terapia físico u ocupacional. Con estos movimientos el paciente podía alcanzar objetos a mayor rango, realizando movimientos articulares del codo como son: extensión, flexión, rotación externa e interna, abducción y aducción, y por último circunducción. De igual manera se ejercitaron las articulaciones del codo. Los movimientos del codo que involucraron realizar esta actividad fueron: flexión y extensión. En la Figura 5.15 se muestran los movimientos básicos que las extremidades

superiores pueden realizar. En la actividad realizada, estos movimientos no fueron realizados a su mayor rango debido a la movilidad limitada del paciente.

El beneficio de realizar esta actividad específica fue la re-enseñanza de movimiento por parte de la articulación del hombro y codo del paciente. Al realizar este ejercicio de manera periódica junto con la terapia física habitual, el paciente tuvo un refuerzo en los movimientos articulares y musculares.

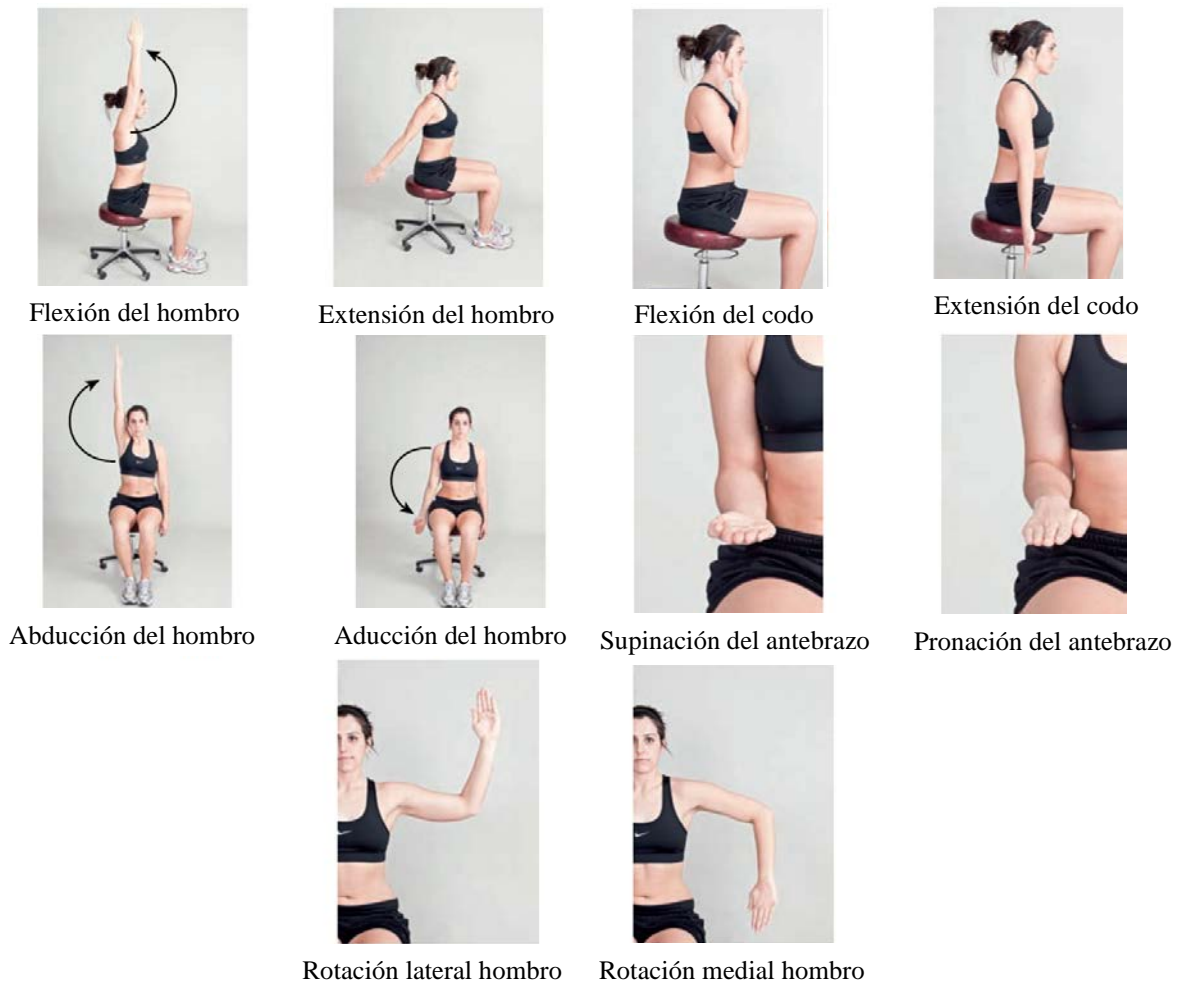


Figura 5.15 Movimientos básicos de la extremidad superior para hombro y codo.

(Tomado de: Houglum Bertoti, 2012)

5.6 Dificultad del ejercicio

Los parámetros del videojuego serio variaron dependiendo del desempeño del usuario, esto es, porcentaje de pelotas que fueron interceptadas en un determinado intervalo de pelotas aparecidas. Con esto se obtuvo un videojuego serio individualizado, esta característica reforzó el modelo de rehabilitación por RV, ya que se adaptó a las características de cada paciente y sus limitantes. De esta manera, si el paciente tiene una movilidad limitada, el juego será lo suficientemente demandante para su movilidad, no se exigirá a tal grado en el que el paciente se estrese o tienda a realizar movimientos compensatorios (otro punto que menciona el modelo de rehabilitación por realidad virtual). Con esto, se pretende motivar al paciente de tal manera que su score refleje su desempeño de manera adecuada. Como se muestra en la Figura 5.16 se empleó el diagrama de flujo del programa para lograr esta auto adaptabilidad.

Al hacer uso de esta secuencia el juego se esperaba la inicialización del videojuego serio, a continuación, se le pedirían datos generales al paciente como: nombre, apellidos, tiempo de rehabilitación, tiempo transcurrido después del EVC, entre otros. Se calibraría la posición del paciente en el entorno físico y virtual. Esta calibración ayudaría a seleccionar la dificultad base para que la actividad iniciara. Al contar con la dificultad óptima, iniciaba la aparición de las esferas y el paciente podría realizar la actividad. La actividad duraría aproximadamente 30 minutos. Al estar jugando, se evaluaría el desempeño con base a las esferas atrapadas y las esferas perdidas. Con esta evaluación podría ser posible aumentar, mantener o disminuir la dificultad de los parámetros de juego.

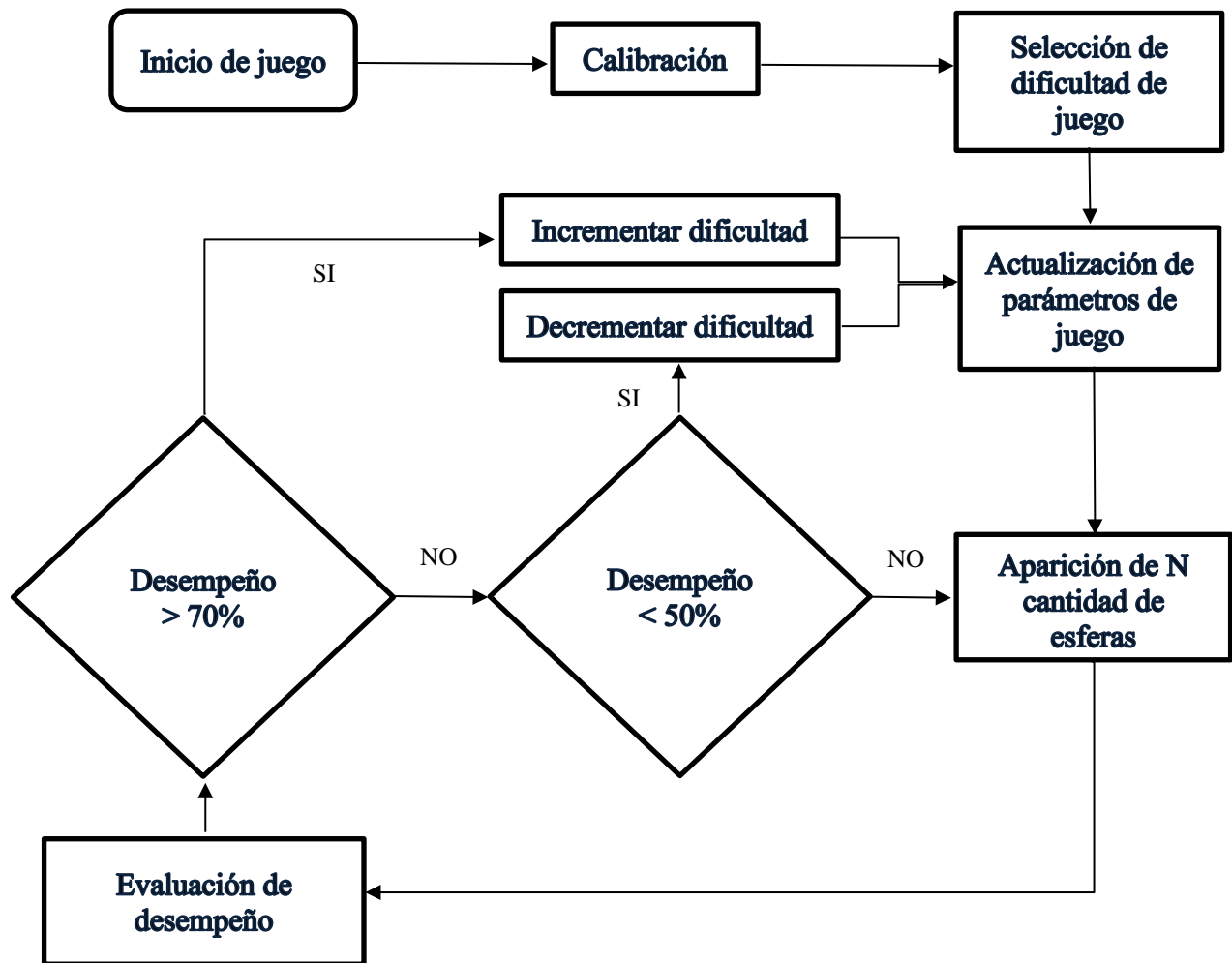


Figura 5.16 Diagrama de flujo del videojuego serio para la adaptabilidad de la dificultad.

5.7 Descripción del modelo psicométrico

Para lograr esta adaptación automática de dificultad fue necesario realizar un modelo psicométrico, donde se evaluaban los diferentes parámetros del juego. La velocidad (x_1), el intervalo de aparición (x_2), rango (x_3), tamaño de la esfera (x_4). Lo que nos generó la siguiente ecuación:

$$\text{Desempeño} = f(\text{Velocidad}, \text{Intervalo}, \text{Rango}, \text{Tamaño}) \dots\dots\dots (1)$$

Al obtener estos diferentes valores, se realizó una relación cuantitativa entre las múltiples variables independientes (parámetros del juego) y la resultante (dificultad o velocidad de mano). Se empleó un modelo cuadrático, el cual incorporó términos de primer grado, interacciones (términos de producto cruzado), y términos de segundo orden, esto fue, para cuatro variables (x_1, x_2, x_3, x_4) y una resultante, la ecuación que se obtuvo fue la siguiente:

$$\begin{aligned} y = & m_0 + m_1 \cdot x_1 + m_2 \cdot x_2 + m_3 \cdot x_3 + m_4 \cdot x_4 + \dots \\ & \dots + m_{12} \cdot x_1 \cdot x_2 + m_{13} \cdot x_1 \cdot x_3 + m_{14} \cdot x_1 \cdot x_4 + \dots \dots\dots (2) \\ & \dots + m_{23} \cdot x_2 \cdot x_3 + m_{24} \cdot x_2 \cdot x_4 + \dots \\ & \dots + m_{11} \cdot x_1^2 + m_{22} \cdot x_2^2 + m_{33} \cdot x_3^2 + m_{44} \cdot x_4^2 \end{aligned}$$

Donde $m_1x_1 \dots m_4x_4$ son los termines lineales, $m_{12}x_1 x_2 \dots m_{34}x_3x_4$ son los términos de interacción y $m_{11}x_1^2 \dots m_{44}x_4^2$ son los términos cuadráticos. Al ajustar el modelo con los parámetros de interés, se pudieron extraer los parámetros de regresión (los coeficientes m), las cuales describieron de mejor manera la contribución de las variables independientes sobre la variable dependiente. En este caso los coeficientes m nos mostraron la relación entre los parámetros del juego y la dificultad.

Para obtener estos parámetros de interés es necesario realizar un análisis multivariante. Tomando como variables independientes los parámetros de juegos y como variables dependientes la dificultad. Al realizar este análisis es posible obtener las significancias (p) de cada parámetro y las interacciones entre éstos. Al obtener una significancia de 5% ($p < 0.05$) es tomado este parámetro

o interacción para integrarla a la ecuación (2). Si el parámetro o interacción tiene una significancia mayor es descartada y no se incluye en la ecuación.

5.8 Protocolo

Se realizaron experimentos en 48 personas. De las cuales 28 son sanas y 20 no sanas. Siete de los 20 pacientes no sanos presentaban alguna lesión musculoesquelética o padecían de artritis. Los 13 pacientes restantes habían sufrido algún tipo de EVC. Para elegir a las personas no sanas se siguió el siguiente protocolo:

- Padecer de algún déficit motor causado por EVC o artritis.
- Deterioro de la función motora del brazo que se encontrara dentro o mejor que la cuarta etapa de la clasificación de Brunnstrom (Teasell, 2016).
- Edad de 18 años o mayor.
- Capacidad de dar consentimiento informado.
- No presentar deterioro cognitivo.
- No presentar ninguna limitante sustancial de movilidad o que presentara dolor en el brazo afectado.
- No presentar alguna limitante visual.

Los pacientes de control fueron personas sin algún registro de desorden neuronal. Éstos fueron reclutados tanto en el laboratorio de Bioinstrumentación del Instituto de Ciencias Aplicadas y Tecnologías (ICAT), así como, personas que aceptaron realizar el experimento bajo su propio consentimiento. Los pacientes fueron citados en el ICAT, en el Centro de Rehabilitación Texcoco y en un consultorio privado de Texcoco.

Para ambos casos, tanto control como no sanos, se les informó de la siguiente manera en que consistiría el experimento:

- Se les informó el propósito y el procedimiento del experimento

- Se les permitió un tiempo de adaptación al sistema (aproximadamente 10 minutos). Ajustar su HMD a una posición adecuada y cómoda.
- A los pacientes no sanos se les ajusto de manera adecuada la banda con las esferas reflejantes
- Se les permitió que se relajaran por unos minutos

Después del tiempo de relajación, se le solicitó al paciente que realizara ciertos movimientos específicos para poder calibrar el área de juego (aproximadamente 10 minutos) y que pudiera realizar la actividad en el área de juego óptima para su persona. Se les informó la duración del experimento (aproximadamente 30 minutos) e igualmente se les mencionó que podían descansar si era necesario o terminar el juego por alguna situación de incomodidad.

El juego consistió en aparecer 10 esferas para cada combinación de parámetros. El objetivo principal del paciente fue interceptar cuantas más esferas pudiera. Después de cada 10 esferas el paciente tuvo 2 segundos de descanso para prepararse para el siguiente grupo de esferas. En cada grupo de esferas los parámetros de juego cambiaron, con esto se logró muestrear más de la mitad de las posibles combinaciones de parámetros, esto es:

Velocidad = [0.5 m/s, 1.0 m/s, 1.5 m/s, 2.5 m/s]

Tamaño = [0.10m, 0.15m, 0.20m, 0.25m]

Rango = [0.3m, 0.4m ,0.5m, 0.75m]

Intervalo = [1s, 1.5s, 2s, 2.5s]

Existió un total de 256 combinaciones de valores posibles para los parámetros del juego. En cada grupo de 10 esferas se eligió un valor para cada parámetro, esto, representó una combinación. Para evitar fatiga el experimento tuvo una duración máxima 30 minutos, y si el paciente lo deseaba, era posible descansar. En el plazo de 30 minutos fue posible abarcar un total de 80 a 85 combinaciones (alrededor de 800 a 850 esferas). Para cada grupo de 10 esferas se obtuvo el total de esferas interceptadas y el total de esferas perdidas, con esto se logró cuantificar la relación entre el desempeño del usuario con los parámetros del juego.

Para cada combinación de parámetros, se realizó un promedio de evaluación de la tasa de éxito (esferas interceptadas), de manera separada entre pacientes y control. Los datos obtenidos de los pacientes de control nos permitieron cuantificar la relación entre el rendimiento y los parámetros del juego. El modelo se ajustó a los datos de rendimiento de los pacientes. Dados los datos generados en estas terapias, fue posible la extracción de los parámetros del modelo psicométrico y se logró definir el modelo auto adaptativo de la dificultad. Para evaluar el rendimiento de este modelo psicométrico, nuevos pacientes de control realizaron una sesión de 30 minutos de la tarea automatizada de esferoides.

Para evaluar los efectos principales y de interacción de los parámetros del juego en el desempeño del ejercicio de atrapar las esferas, se realizó un análisis multivariante de cuatro vías (MANOVA). Se tomó la puntuación del juego y la velocidad de la mano como variables dependientes. En cuanto a la velocidad, tamaño, intervalo de aparición, rango de aparición de las esferas como variables independientes. Una vez que se identificaron los efectos principales y los efectos de interacción entre los parámetros del escenario de entrenamiento y el rendimiento del paciente, se cuantificó esta relación usando un modelo de regresión múltiple cuadrática. Por lo que se extrajeron los parámetros de la regresión tanto para los pacientes con EVC y artritis, como para los sujetos control. Para todas las comparaciones estadísticas, el nivel de significación se estableció en 5% ($p < 0.05$). Todos los análisis estadísticos se realizaron con MATLAB 2008a (MathWorks Inc., Natick, MA, EE. UU.) Y SPSS 16.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, EE. UU.).

5.9 Sujetos control

La actividad específica del sistema fue modulada por la velocidad de las esferas, el intervalo de aparición entre esferas consecutivas, el tamaño y rango de dispersión en área de juego. Los datos de rendimiento de los sujetos control mostraron que el rango de dispersión y el intervalo de aparición de las esferas tuvieron poco efecto, mientras que el tamaño y la velocidad moduló sustancialmente en el desempeño (score) del paciente. Mientras que el intervalo de aparición tuvo poco efecto, pero la velocidad, el rango de dispersión y el tamaño de la esfera moduló sustancialmente la velocidad de la mano del paciente.

El MANOVA de 4 factores reveló los principales efectos de velocidad ($F(3, 255) = 10.295, p < 0.05$) y tamaño de esfera ($F(3, 255) = 82.014, p < 0.05$), mientras que el rango de dispersión ($F(3, 255) = 0.232, p = 0.874$) y el intervalo de aparición ($F(3, 255) = 0.140, p = 0.936$) no tuvieron un efecto principal significativo para el score. Con respecto a la interacción entre los parámetros del juego, se observó que una interacción tuvo efecto significativo: velocidad * tamaño de la esfera ($F(3, 255) = 4.367, p < 0.05$). No se encontraron más interacciones de orden superior.

Al tomar en cuenta los efectos significativos, la dificultad de la tarea fue definida por la velocidad de la esfera, el tamaño de la esfera y por la interacción velocidad de esfera por el tamaño de la esfera. Por lo tanto, la relación pudo cuantificarse mediante un modelo cuadrático, y se dio como resultado del análisis psicométrico una dificultad, D , definida por:

$$D = m_0 + m_1 \cdot vel + m_2 \cdot t + m_3 \cdot vel \cdot t + m_4 \cdot vel^2 + m_5 \cdot t^2 \dots\dots (3)$$

Donde vel = velocidad de la esfera y t = tamaño de la esfera. La dificultad fue inversamente proporcional a la puntuación del juego. En este modelo, los valores positivos de dificultad correspondieron al rendimiento por encima del promedio, mientras que los valores negativos correspondieron al rendimiento por debajo del promedio.

En cuanto a la velocidad de la mano se encontró que la velocidad ($F(3, 255) = 4.895, p < 0.05$), el tamaño de la esfera ($F(3, 255) = 9.909, p < 0.05$) y el rango ($F(3, 255) = 26.911, p < 0.05$) si tuvieron un efecto principal significativo. Mientras que el intervalo de aparición entre cada esfera no presento ningún efecto principal significativo ($F(3, 255) = 1.682, p = 0.169$). Dando como resultado la ecuación de dificultad que se basa en la velocidad de la mano, V , definida por:

$$V = m_0 + m_1 \cdot vel + m_2 \cdot t + m_3 \cdot r + \dots\dots\dots (4) \\ + m_4 \cdot vel^2 + m_5 \cdot t^2 + m_6 \cdot r^2$$

Donde vel = velocidad de la esfera, t = tamaño de la esfera y r = rango de aparición.

El objetivo del modelo psicométrico fue proporcionar una regla adaptativa única para la actualización de los parámetros del juego que pudiera aplicarse a todos los pacientes. Al comparar las dos ecuaciones (3) y (4), fue posible observar, que si se desea aumentar la velocidad con la que el paciente realice la actividad es necesario modificar los parámetros del rango de aparición de la esfera. Al modificar este parámetro, el paciente no lo verá reflejado sustancialmente en la puntuación, ya que este parámetro sólo afecta la velocidad con la que el paciente deberá mover su mano.

5.10 Pacientes con EVC

Este modelo fue evaluado y adaptado a los pacientes con EVC. La ecuación que definió el desempeño del score de los pacientes con EVC fue la misma que la de los pacientes de control (ecuación 3). La ecuación (4) que definió el desempeño de la velocidad de la mano si tuvo un cambio importante. Se encontró que la velocidad de la esfera ($F(3,236) = 238.823, p < 0.05$), el rango de aparición de la esfera ($F(3,236) = 54.679, p < 0.05$) y el intervalo de aparición ($F(3,236) = 96.515, p < 0.05$) si tuvieron un efecto principal significativo. Mientras que el tamaño de la esfera no presento ningún efecto principal significativo ($F(3,236) = 0.712, p = 0.545$). Con respecto a las interacciones entre los parámetros del juego, se observó que dos interacciones tuvieron efecto significativo: velocidad de la esfera * rango * tamaño de la esfera ($F(3,236) = 1.456, p < 0.05$) y rango * tamaño de la esfera * intervalo de aparición ($F(3,236) = 1.527, p < 0.05$). No se encontraron más interacciones de orden superior. Esto dió como resultado la ecuación de dificultad que se basa en la velocidad de la mano:

$$\begin{aligned}
 V = & m_0 + m_1 \cdot vel + m_2 \cdot r + m_3 \cdot int + \dots \\
 & + m_4 \cdot vel \cdot t \cdot int + \dots && \dots \dots \dots (5) \\
 & + m_5 \cdot r \cdot t \cdot int + \dots \\
 & + m_6 \cdot vel^2 + m_7 \cdot r^2 + m_8 \cdot int^2
 \end{aligned}$$

Donde vel = velocidad de la esfera, t = tamaño de la esfera, r = rango de aparición e int = intervalo de aparición.

Si se desea regular el desempeño del paciente por medio del score sólo será necesario cambiar los parámetros de velocidad y tamaño de esfera. Si no se desea un cambio en el desempeño del score del paciente, pero si un cambio en la velocidad de la mano para realizar la actividad es necesario cambiar los parámetros de rango y sus respectivas interacciones con el intervalo de aparición.

5.11 Pacientes con artritis

Para los pacientes con artritis el modelo para definir la dificultad de la actividad sólo dependió del parámetro del tamaño de la esfera ($F(3,202) = 25.255, p < 0.05$). Mientras que para la ecuación que definió el desempeño de la velocidad de la mano tuvo un parecido importante a la ecuación (5) a la de los pacientes con EVC. Donde se encontró que la velocidad de la esfera ($F(3,202) = 13.263, p < 0.05$), el rango de aparición de la esfera ($F(3,202) = 45.184, p < 0.05$) y el intervalo de aparición ($F(3,202) = 70.836, p < 0.05$) si tuvieron un efecto principal significativo. Mientras que el tamaño de la esfera no presentó ningún efecto principal significativo ($F(3,202) = 0.274, p = 0.844$). Con respecto a las interacciones entre los parámetros del juego, se observó que una interacción tuvo efecto significativo: $vel \cdot r \cdot int$ ($F(3,202) = 2.504, p < 0.05$). No se encontraron más interacciones de orden superior. Esto dio como resultado la ecuación de dificultad que se basa en la velocidad de la mano:

$$\begin{aligned}
 V = m_0 + m_1 \cdot vel + m_2 \cdot r + m_3 \cdot int + \dots \\
 + m_4 \cdot vel \cdot r \cdot int + \dots \quad \dots \quad (6) \\
 + m_5 \cdot vel^2 + m_6 \cdot r^2 + m_7 \cdot int^2
 \end{aligned}$$

Donde vel = velocidad de la esfera, r = rango de aparición e int = intervalo de aparición. En la Tabla 5.1 es posible observar los parámetros significantes para las ecuaciones de dificultad de los pacientes con EVC, artritis y sujetos control. Al tomar estos valores y construir las ecuaciones correspondientes para cada grupo de experimentación fué posible obtener los pesos o los coeficientes m para cada ecuación. Con ésto, fue posible predecir un score o una velocidad de mano para cualquier sujeto o paciente que empleara el sistema.

Parámetros	Variable Dependiente	Control	EVC	Artritis
Velocidad Esfera	Score	0.000	0.000	NS
	Velocidad Mano	0.002	0.000	0.000
Rango	Score	NS	NS	NS
	Velocidad Mano	0.000	0.000	0.000
Tamaño Esfera	Score	0.000	0.000	0.000
	Velocidad Mano	0.000	NS	NS
Intervalo de Aparición	Score	NS	NS	NS
	Velocidad Mano	NS	0.000	0.000
Velocidad Esfera · Rango	Score	NS	NS	NS
	Velocidad Mano	NS	NS	NS
Velocidad Esfera · Tamaño Esfera	Score	0.000	NS	NS
	Velocidad Mano	NS	NS	NS
Velocidad Esfera · Intervalo de Aparición	Score	NS	0.012	NS
	Velocidad Mano	NS	NS	NS
Rango Relativo · Tamaño Esfera	Score	NS	NS	NS
	Velocidad Mano	NS	NS	NS
Rango Relativo · Intervalo de Aparición	Score	NS	NS	NS
	Velocidad Mano	NS	NS	NS
Tamaño Esfera · Intervalo de Aparición	Score	NS	NS	NS
	Velocidad Mano	NS	NS	NS
Velocidad Esfera · Rango Relativo · Tamaño Esfera	Score	NS	NS	NS
	Velocidad Mano	NS	NS	NS
Velocidad Esfera · Rango Relativo · Intervalo de Aparición	Score	NS	NS	NS
	Velocidad Mano	NS	0.000	0.000
Velocidad Esfera · Tamaño Esfera · Intervalo de Aparición	Score	NS	NS	NS
	Velocidad Mano	NS	NS	NS
Rango Relativo · Tamaño Esfera · Intervalo de Aparición	Score	NS	NS	NS
	Velocidad Mano	NS	0.046	NS
Velocidad Esfera · Rango Relativo · Tamaño Esfera · Intervalo de Aparición	Score	NS	NS	NS
	Velocidad Mano	NS	0.011	NS

Tabla 5.1 Valores de significancias de los parámetros de juego. Las áreas sombreadas representan los parámetros con significancia elevada. EVC = Evento vascular cerebral. NS = No Significativo. · = producto aritmético.

Resultados

Se creó un videojuego serio para pacientes en rehabilitación después de un EVC. Éste fue creado con base a los diferentes ejercicios observados en la rehabilitación física y ocupacional desarrollada en el Hospital General de México y en el Centro de Rehabilitación Texcoco. Igualmente se desarrolló con base a un modelo de rehabilitación con RV. Se incorporaron dispositivos externos para su interacción. Se emplearon los HMDs Oculus Rift, una pulsera para el rastreo de la mano con ayuda del sensor Optitrack v120 Duo.

El videojuego serio consistió en una actividad, en la cual el paciente debía interceptar esferas que iban dirigidas hacia él (Figura 6.1). Al videojuego serio se le incorporó una auto adaptabilidad de dificultad empleando un modelo psicométrico. Para ello se realizó un experimento a 48 personas. De las cuales 28 eran sanas y 20 no sanas. Siete de los 20 pacientes no sanos presentaban alguna lesión musculoesquelética o padecían de artritis. Los 13 pacientes restantes habían sufrido algún tipo de EVC.

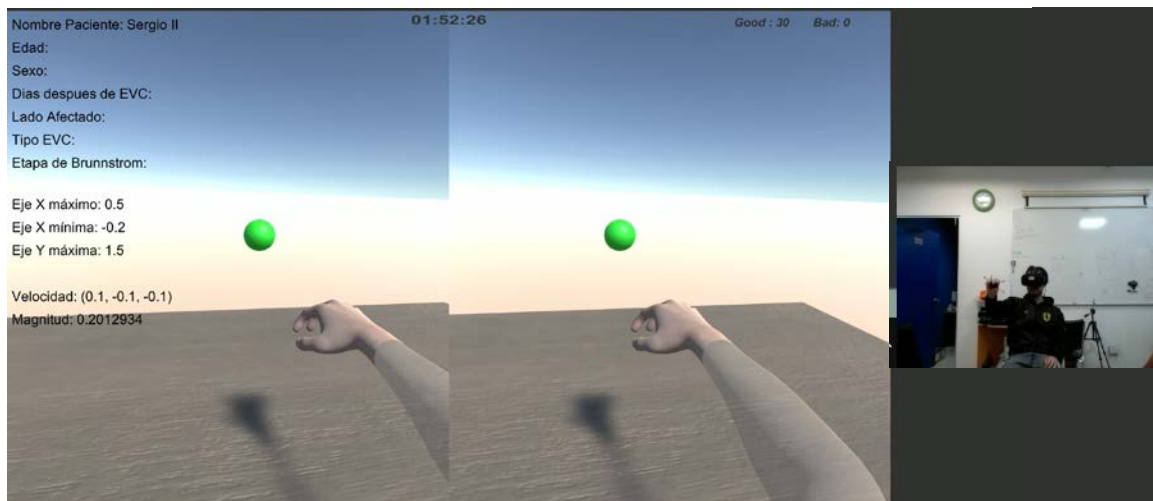


Figura 6.1 Videojuego serio siendo empleado por un sujeto sano de control.

El videojuego obtuvo por cada sesión un archivo de texto. Este archivo conjuntó el nombre del paciente, su edad, etapa de recuperación, días después del EVC y todas las combinaciones de las esferas que aparecieron en el videojuego serio. Cada combinación representó la aparición de 10 esferas consecutivas (trial). Cada trial guardó el promedio de la velocidad de la mano del paciente y el score de esferas atrapadas. Al finalizar la sesión, cada paciente realizó 80 combinaciones de parámetros, con excepción de aquellos pacientes que no completaron satisfactoriamente el experimento.

Para cada grupo de experimentación (control, EVC, artritis) se obtuvieron las medias de la puntuación y la velocidad de la mano a la que realizaron el experimento. La Figura 6.2 muestra las respuestas del score (esferas interceptadas por el sujeto) que los pacientes obtuvieron en el videojuego serio. La dispersión de los datos fue mayor en los pacientes con EVC en comparación con los pacientes con artritis y los pacientes de control. El intervalo de distribución para los pacientes con EVC fue entre 2 y 10. Mientras que para los pacientes con artritis el intervalo fue entre 10 y 8. Para los sujetos control fue de 10. Los pacientes con EVC tuvieron $\bar{x} = 7.56$ (media), con $\sigma = 2.18$ (desviación estándar) y $\sigma^2 = 4.78$ (varianza). Mientras, los pacientes con artritis tuvieron $\bar{x} = 9.22$, $\sigma = 1.37$ y $\sigma^2 = 1.89$. En contraste, los sujetos control a pesar de tener $\bar{x} = 9.73$, su desviación estándar y varianza fueron menores que en los dos casos anteriores ($\sigma = 0.84$ y $\sigma^2 = 0.70$).

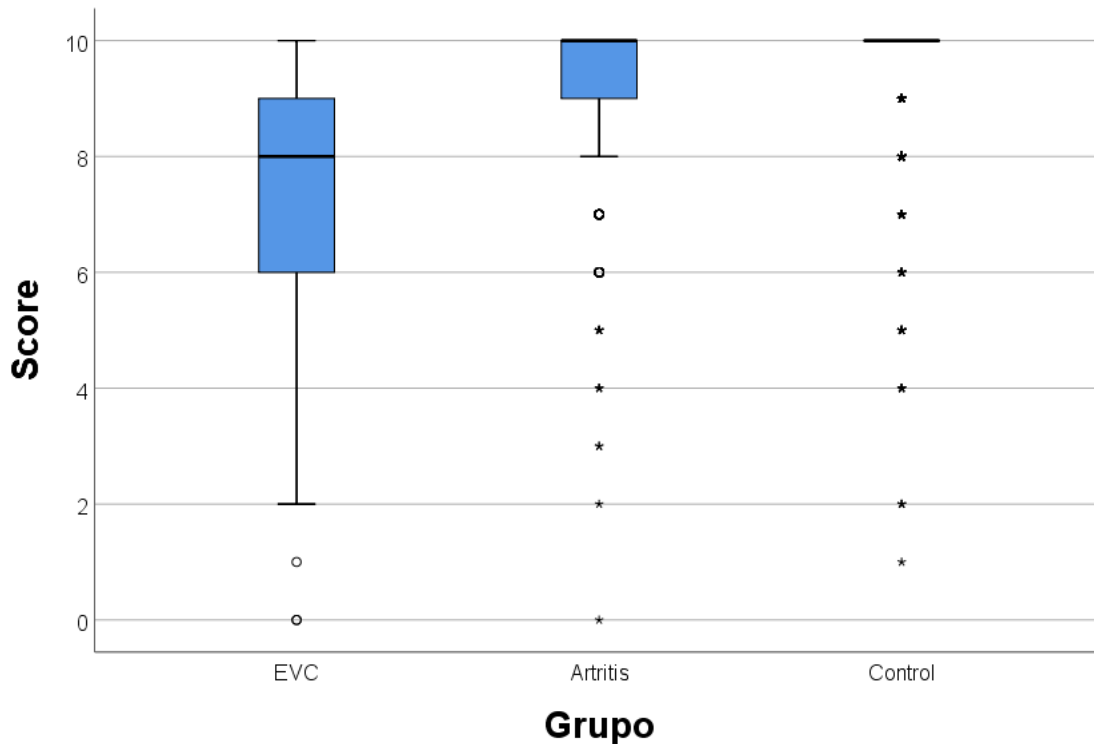


Figura 6.2 Distribución de score de los sujetos que realizaron el experimento para cada grupo. La agrupación dependió del tipo de enfermedad que los pacientes reportaron y el grupo control.

En relación con la velocidad de movimiento de la mano que se realizó para atrapar las esferas, los resultados se muestran en la Figura 6.3. La distribución de la velocidad de la mano para los pacientes con EVC fue pequeña con un intervalo de velocidad máxima de 8.0 m/s y mínima de 0.57 m/s. Los pacientes con EVC tuvieron $\bar{x} = 2.62$, $\sigma = 0.91$ y $\sigma^2 = 0.82$. Los pacientes con artritis tuvieron $\bar{x} = 4.26$, $\sigma = 0.98$ y $\sigma^2 = 0.96$. con un intervalo máximo de velocidad de 10.65 m/s y mínima de 2.10 m/s. Por último, los sujetos control, tuvieron $\bar{x} = 4.05$, $\sigma = 1.58$ y $\sigma^2 = 2.49$. La velocidad mínima que se registró en sujetos control fue de 2.87 m/s y máxima de 35.77 m/s, siendo esta última un valor atípico fuera del intervalo normal.

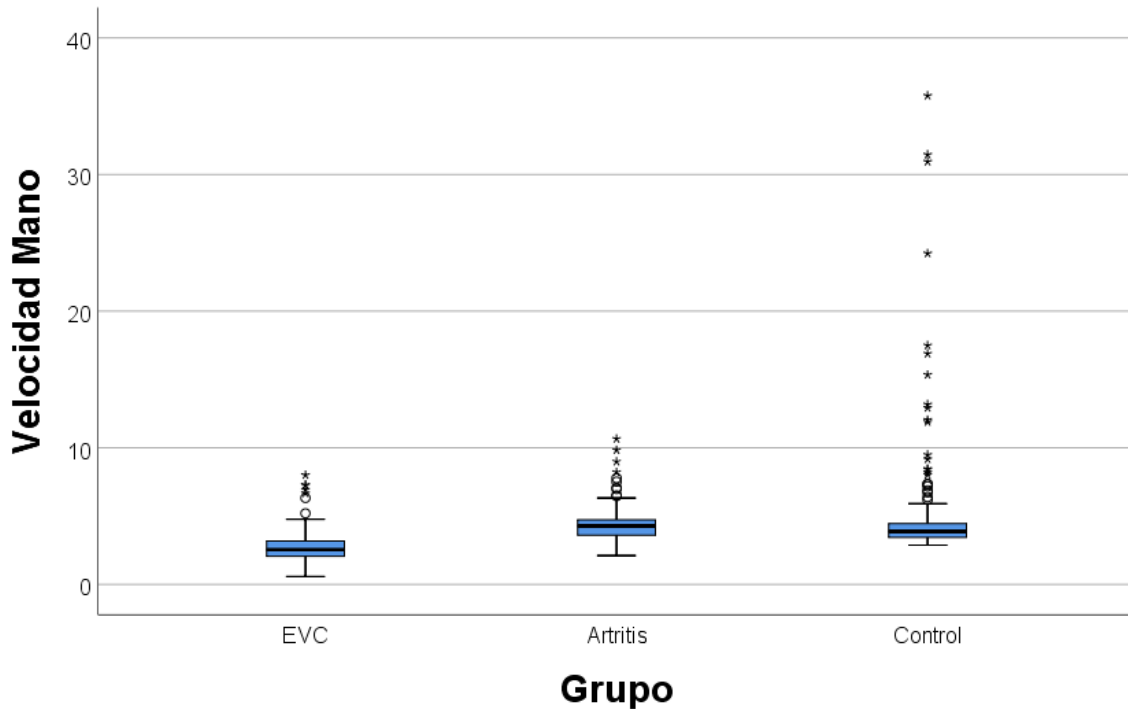


Figura 6.3 Distribución de velocidad de la mano de los sujetos que realizaron el experimento para cada grupo. La agrupación dependió del tipo de enfermedad que los pacientes reportaron y los sujetos control.

Al comparar los resultados de los sujetos control, EVC y artritis fue posible visualizar la interacción de diferentes parámetros que afectan el score del paciente. Como anteriormente se mencionó, la velocidad de la esfera y el tamaño de la esfera fueron los parámetros de mayor efecto significativo. Como se muestra en la Figura 6.4 fue posible observar que al modificar los valores de estos dos parámetros se tuvo una media de estimación más baja. Esto es, al tener una esfera de tamaño pequeño y con velocidad elevada, la tendencia fue que el paciente tuvo menor score. En contraste, con una esfera de mayor tamaño y su velocidad menor, el score promedio fue mayor. Al observar las interacciones de estos dos parámetros se pudo determinar que una esfera con tamaño menor a 10 cm de diámetro afectaba el rendimiento de todos los participantes (incluyendo sujetos control). Con una esfera de esas dimensiones y aumentando gradualmente su velocidad los pacientes presentaban una puntuación baja.

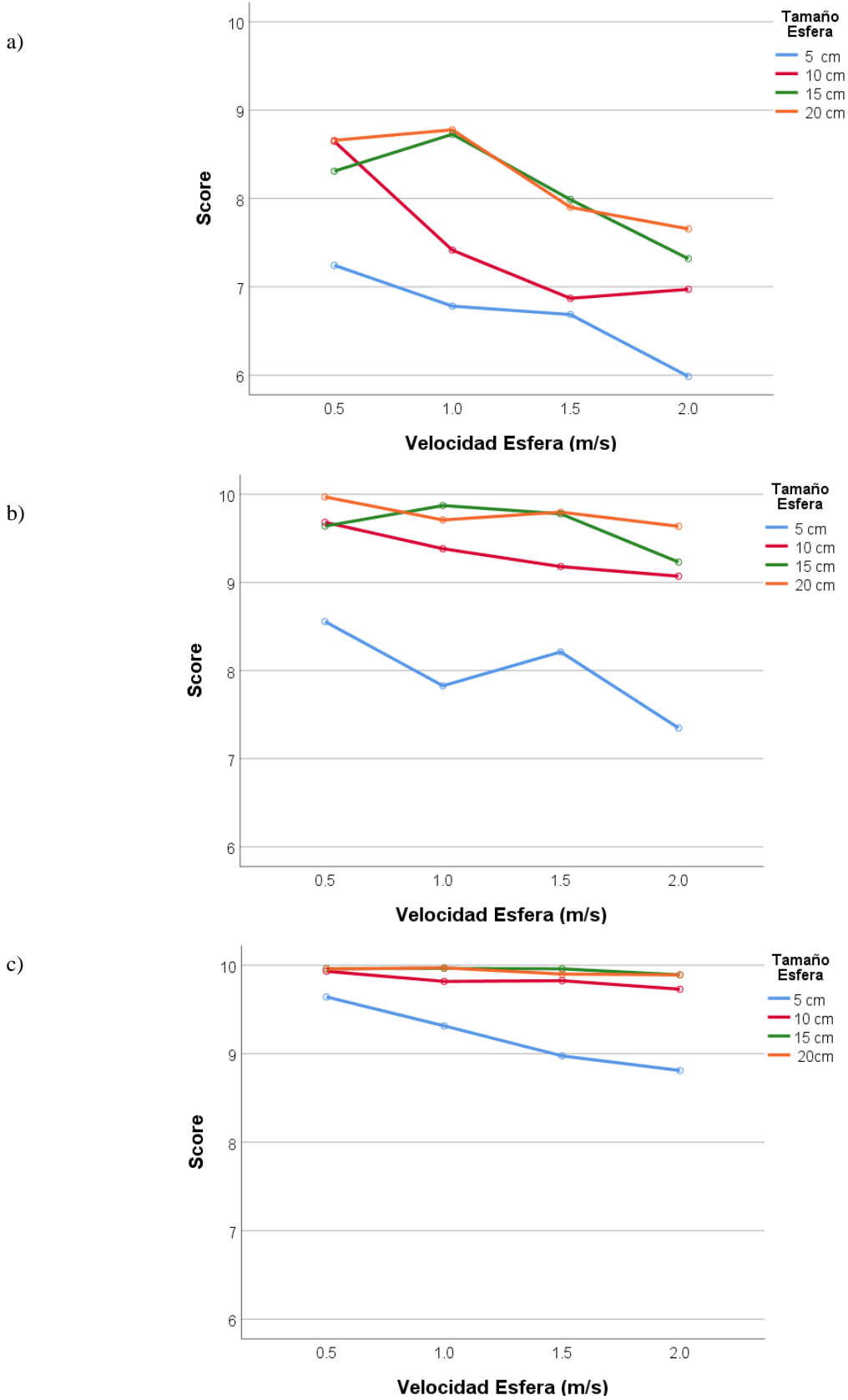


Figura 6.4 Media de score con relación a la velocidad (m/s) y tamaño de la esfera (cm).

a) Pacientes con EVC. b) Pacientes artríticos. c) Sujetos control.

Al analizar otras interacciones de los parámetros con respecto al score, se observó (Figura 6.4 y Figura 6.5) que el intervalo de aparición y el rango también tuvieron un efecto en el score. Pero el efecto fue mucho menor, por ello no caen dentro de la significancia para tener un peso relevante en el modelo psicométrico.

Se observó en la interacción de los parámetros intervalo de aparición y tamaño de esfera que, como se mencionó anteriormente, el tamaño de esfera es el parámetro de mayor influencia en el score ($r = 0.257$, $p = 0.000$). En la Figura 6.5 se observa que al incrementar el diámetro de la esfera el desempeño de los pacientes tiende a subir. Donde, con una esfera de 5 cm de diámetro los pacientes con EVC tuvieron el menor score registrado (media de score = 6). Esto también pudo ser observado en pacientes con artritis y control. En contraparte, con una esfera de 20 cm de diámetro, el paciente obtuvo un score mayor.

De igual manera esto pudo ser observado en la interacción de los parámetros: tamaño de esfera (cm) y el rango de aparición (m). Se observa en la Figura 6.6 una gran diferencia de score cuando el tamaño de la esfera es menor. Al comparar el desempeño de los tres tipos de pacientes (control, artritis, EVC) se observó que una esfera de tamaño menor a 10 cm de diámetro tenía un impacto significativo en el score obtenido de los pacientes. Mientras que una esfera con un diámetro mayor a 15 cm tenía un efecto menor en el score.

Al observar estas interacciones: tamaño de esfera versus intervalo de aparición y tamaño de esfera versus rango de aparición, se pudo concluir que el parámetro con mayor significancia fue el tamaño de la esfera. Con esto se pudo obtener un nivel de significancia ordenado, donde el primer parámetro con mayor significancia fue el tamaño de la esfera ($r = 0.257$, $p = 0.000$), seguido de la velocidad de la esfera ($r = -0.1050$, $p = 0.000$), en tercer lugar, se encuentra el rango de aparición ($r = -0.0220$, $p = 0.2149$) y como último parámetro fue el intervalo de aparición ($r = 0.0219$, $p = 0.2161$).

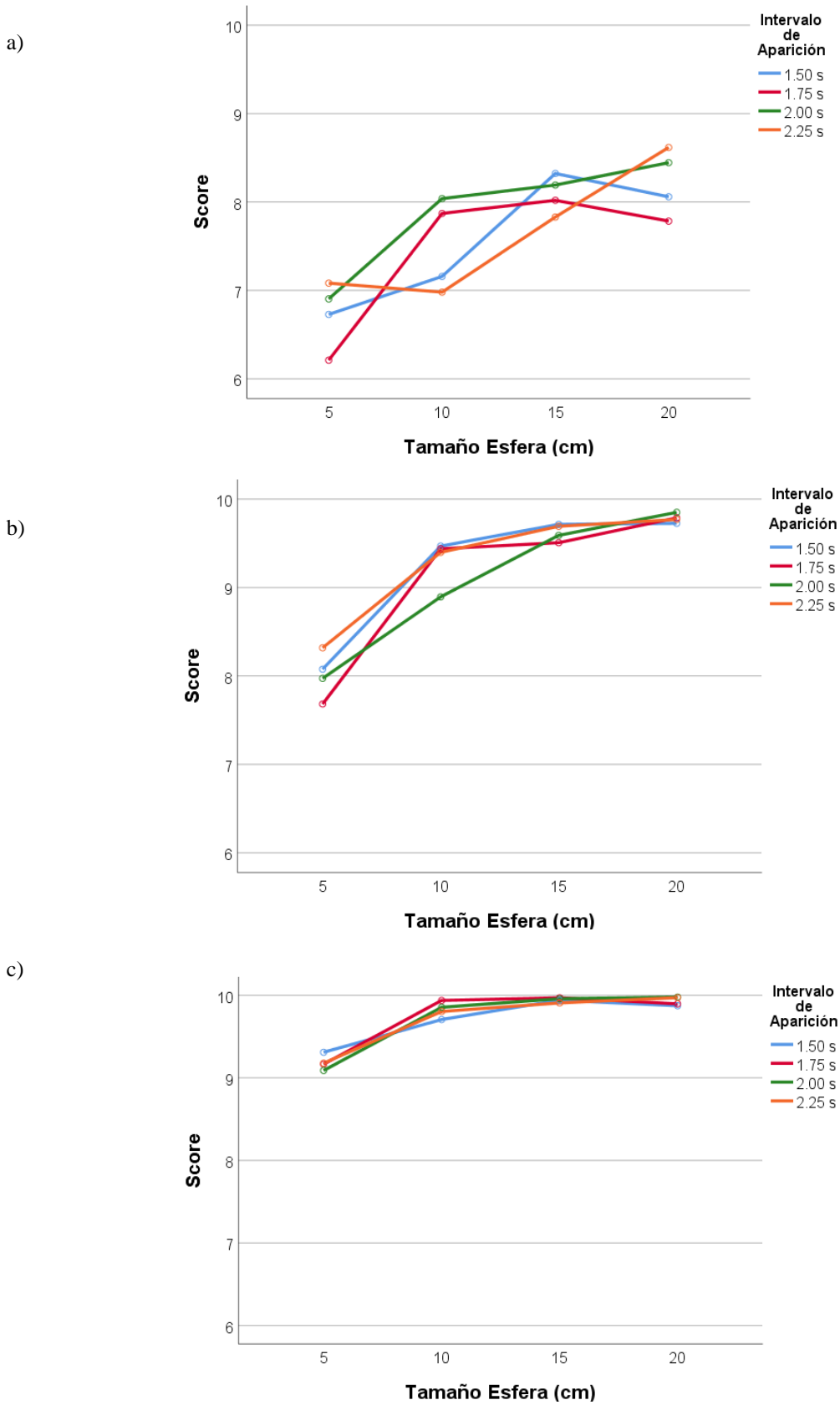


Figura 6.5 Media de score con relación al intervalo de aparición (s) y tamaño de la esfera en (cm).
 a) Pacientes con EVC. b) Pacientes artríticos. c) Sujetos control.

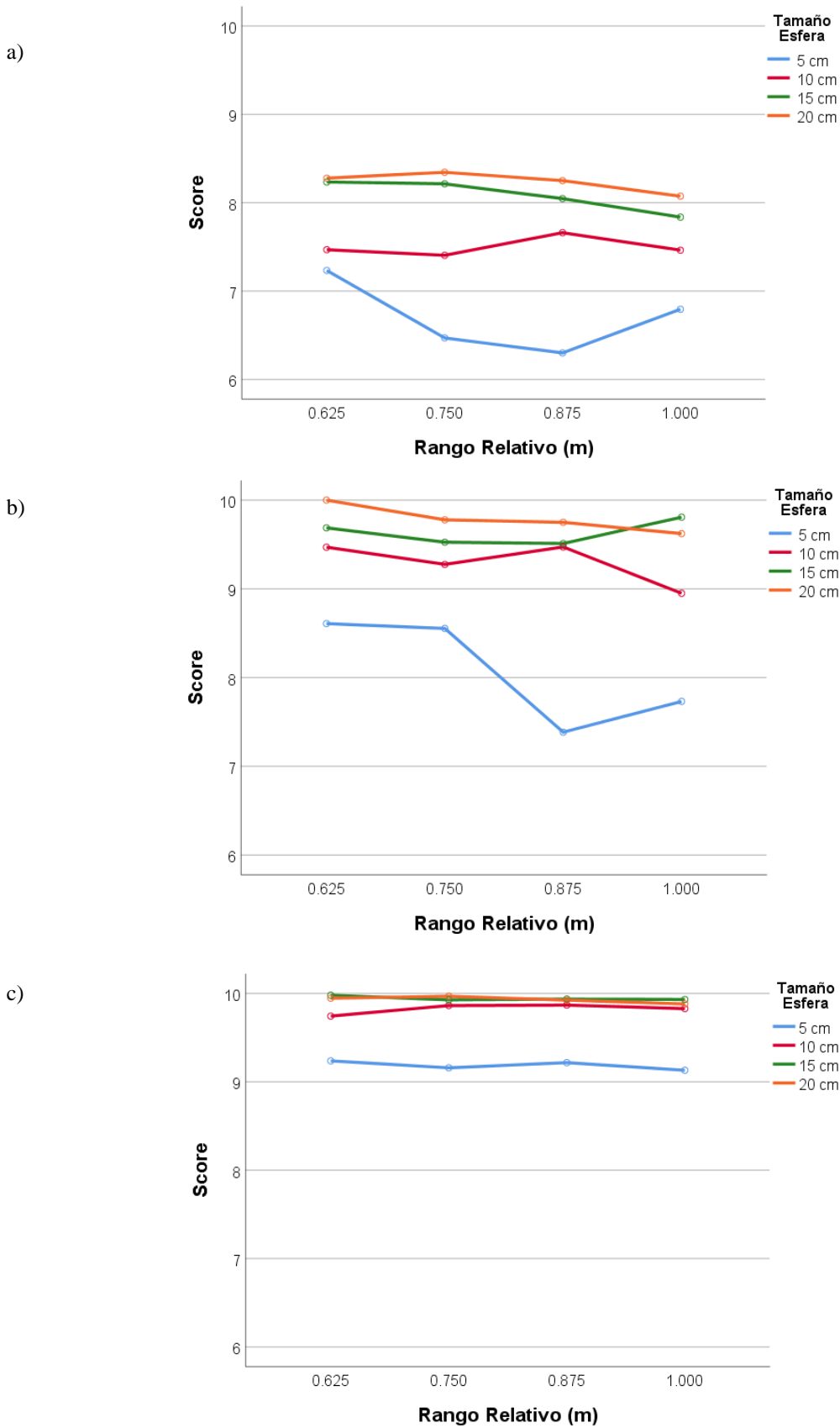


Figura 6.6 Media de score con relación al rango de aparición (m) y tamaño de la esfera (cm).

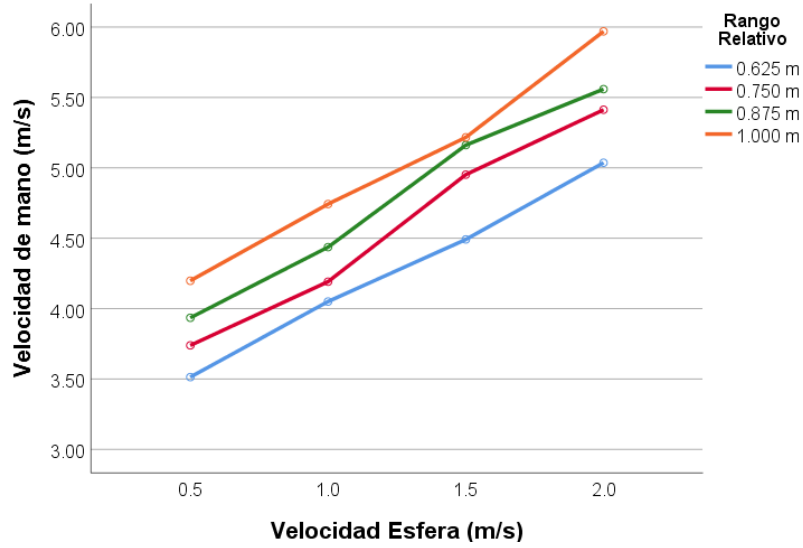
a) Pacientes con EVC. b) Pacientes artríticos. c) Sujetos control.

Los dos parámetros que afectaron la velocidad de la mano de todos los pacientes fueron los parámetros de velocidad de la esfera y el rango de aparición. Para los sujetos control un tercer parámetro que tiene efecto significativo fue el tamaño de la esfera. Pero, para los pacientes con artritis y EVC el tercer parámetro que tuvo una significancia elevada fue el parámetro intervalo de aparición. En la Figura 6.7 es posible observar la interacción de los parámetros de velocidad de esfera y rango de aparición. Se pudo observar que entre mayor sea el rango de aparición de la esfera (dispersión mayor de la posición de las esferas) y la velocidad de ésta aumente, la velocidad del movimiento de la mano aumenta igualmente. Cabe mencionar que para los sujetos control el aumento no es tan pronunciado. Esto se debe a que al realizar el experimento fue posible observar que los movimientos de la mano de un sujeto sano fueron más controlados. Un sujeto sano no tiene limitación de movimiento y sus movimientos fueron más fluidos en comparación a los pacientes con artritis o con EVC.

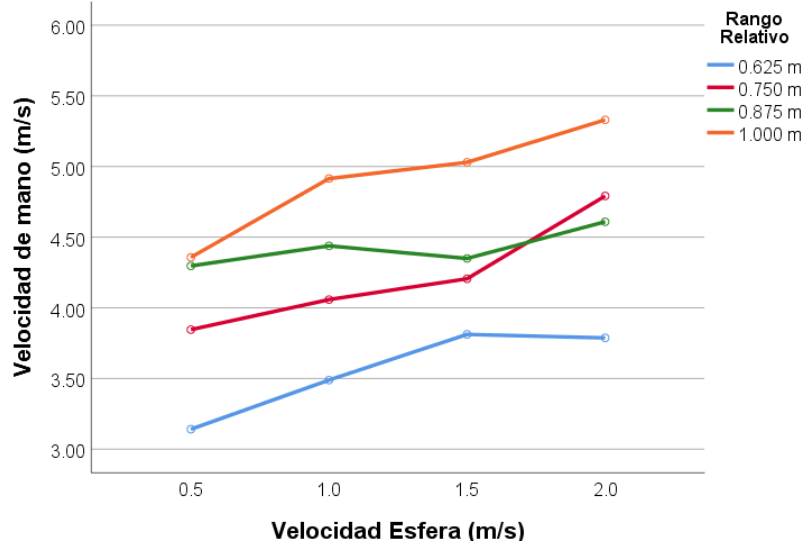
El parámetro del tamaño de la esfera sólo tuvo significancia elevada para los sujetos control, mientras que para los pacientes artríticos y con EVC este parámetro no tuvo tanta significancia, esto se puede observar en la Figura 6.8. Donde la estimación de la velocidad de la mano está regida por la velocidad de la esfera.

En la Figura 6.9 es posible observar la interacción de los parámetros intervalo de aparición y velocidad de la esfera. Para los sujetos control es posible observar que el intervalo de aparición no tiene ninguna significancia elevada. Pero para los apacientes artríticos y con EVC si es posible visualizar esa significancia. Donde, a mayor velocidad y menor intervalo de aparición el paciente tiene que mover con mayor velocidad su mano. En contraste, a una velocidad de esfera menor e intervalo de aparición mayor, la mano es movida a una velocidad menor

a)



b)



c)

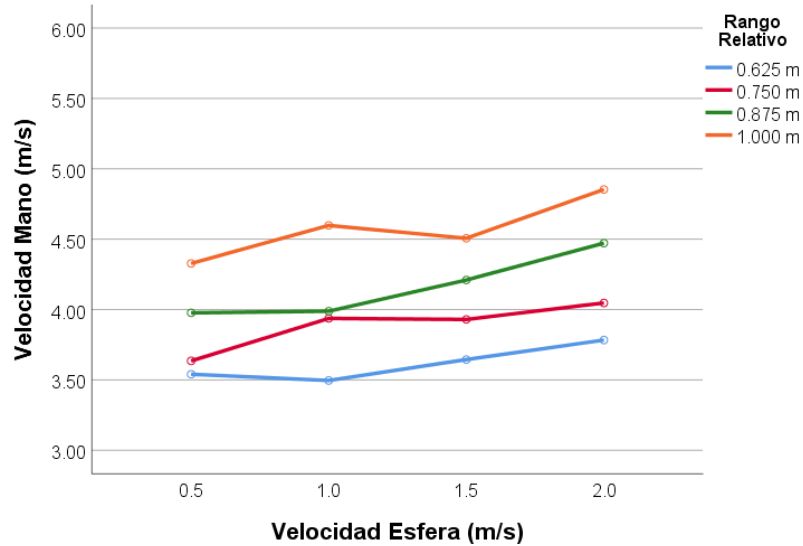
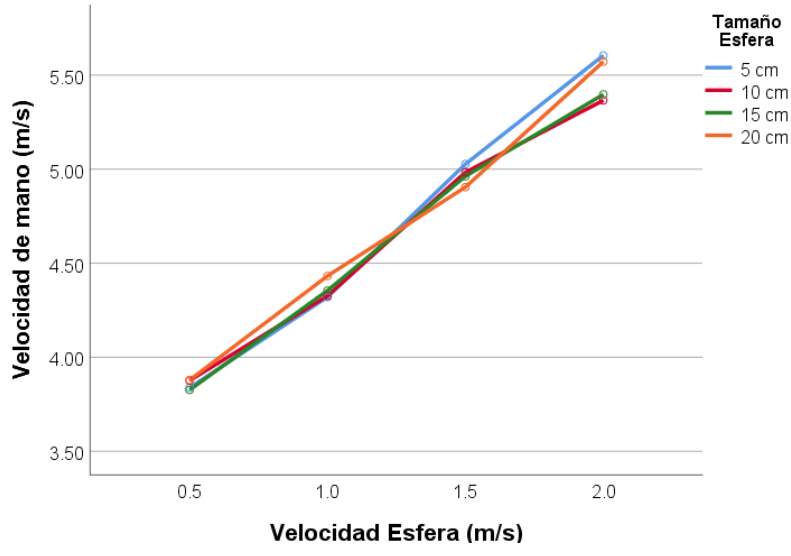
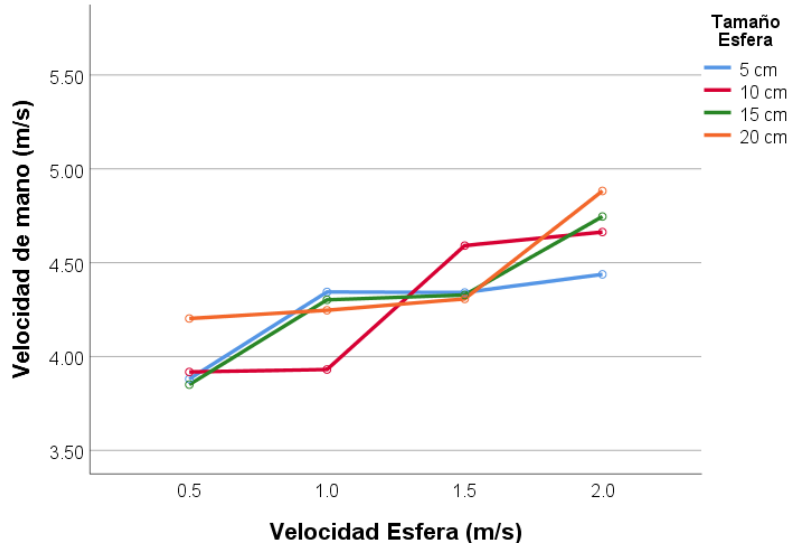


Figura 6.7 Media de la velocidad de la mano (m/s) con respecto a los parámetros de velocidad (m/s) y rango de aparición (m) de las esferas. a) Pacientes con EVC. b) Pacientes artríticos. c) Sujetos control.

a)



b)



c)

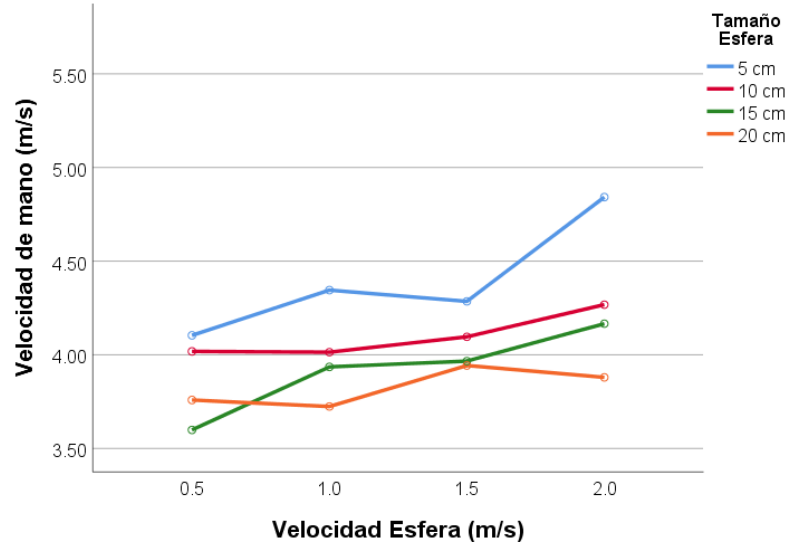
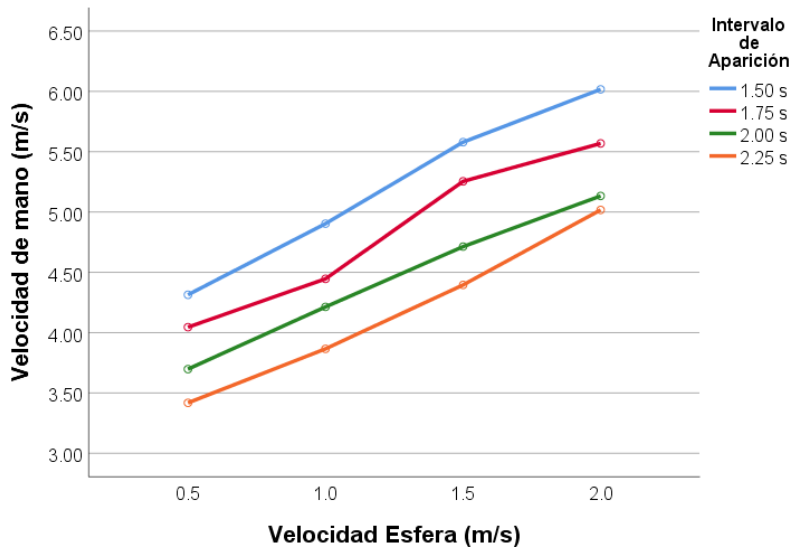
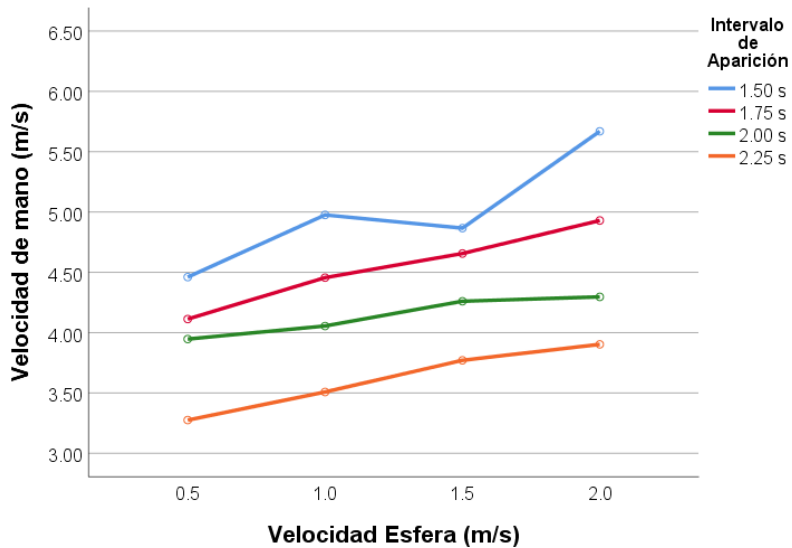


Figura 6.8 Media de la velocidad de la mano con respecto a los parámetros de velocidad y tamaño de las esferas. a) Pacientes con EVC. b) Pacientes artríticos. c) Sujetos control.

a)



b)



c)

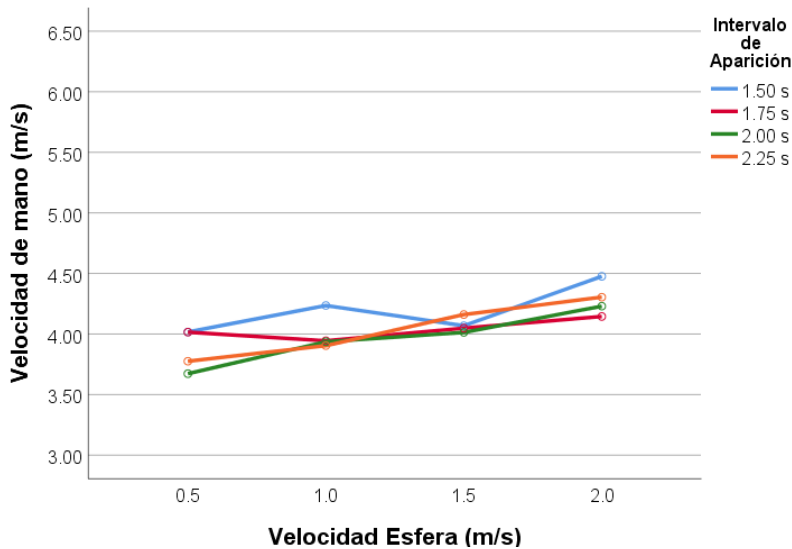


Figura 6.9 Media de la velocidad de la mano con respecto a los parámetros de velocidad e intervalo de aparición de las esferas. a) Pacientes con EVC. b) Pacientes artríticos. c) Sujetos control.

Al analizar el modelo de dificultad (score) de los sujetos control se pudo observar (Figura 6.10) que el score estimado por el modelo versus el score medido tenía un error cuadrático medio (MSE) = 0.1404. El MSE mide el promedio de los errores al cuadrado (para obtener un valor positivo), la diferencia entre el valor estimado y el valor real. Estos valores tenían una correlación media $r = 0.4553$ y una significancia alta $p = 3.412 e^{-18}$.

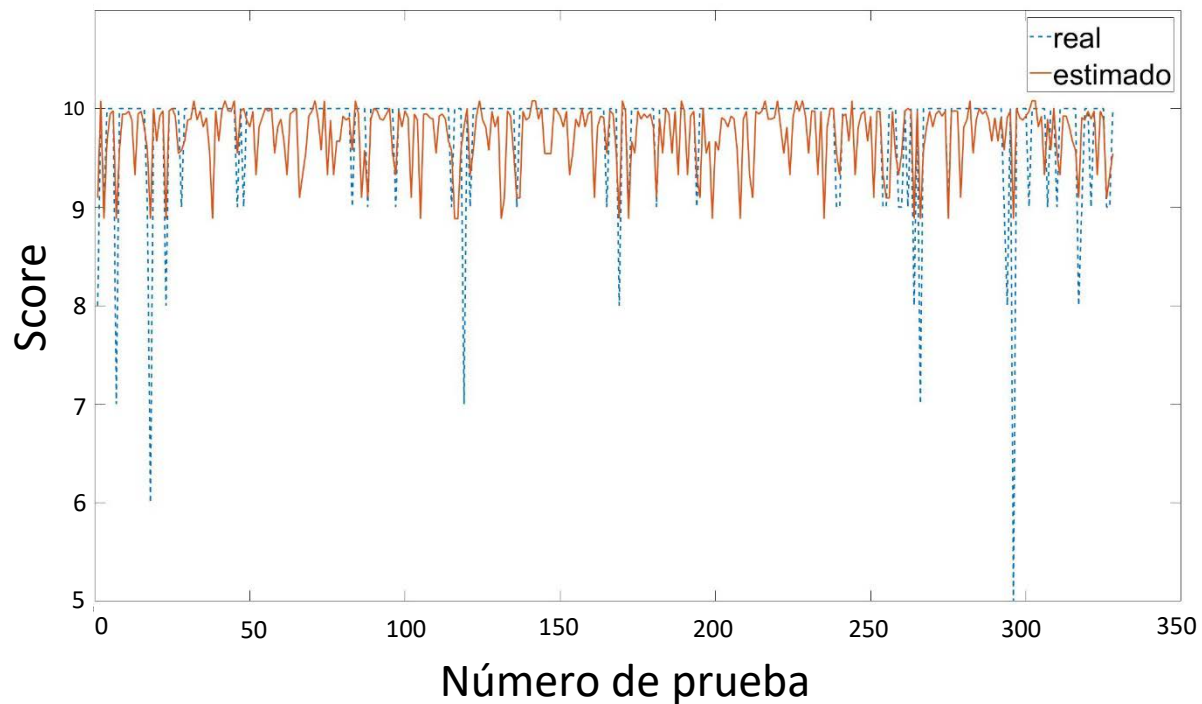


Figura 6.10 Comparación de score real y el score estimado por el modelo de dificultad para sujetos control.

El modelo se ajusta adecuadamente al desempeño de los sujetos control. Donde el score medio es de 9.5 a 10. Por lo que los scores bajos reflejan valores atípicos y que pueden ser ignorados. Al observar la Figura 6.11, es posible visualizar el error cuadrático obtenido para cada valor del score estimado contra cada valor del score real obtenido. Se observa que existen pocos picos, por ello el MSE es pequeño ya que el costo para ajustarse a la ecuación del modelo de regresión que define al modelo es pequeño.

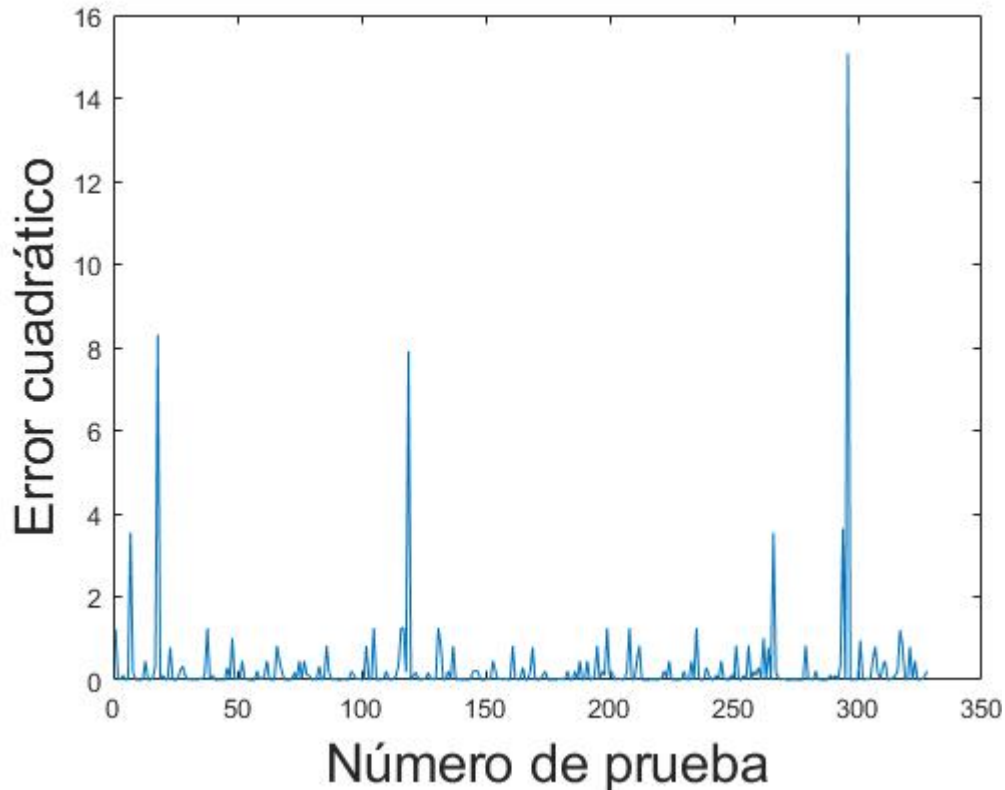


Figura 6.11 Error cuadrático entre el score estimado y el score real para el modelo de dificultad (ecuación 3) para sujetos control.

Al analizar el modelo de la velocidad de la mano se pudo observar que existía una correlación $r = 0.18$ y una significancia de $p = 7.004 e^{-04}$. La Figura 6.12 muestra la correlación de la variable estimada contra la variable obtenida. La recta representa el modelo de regresión lineal. Este modelo tiene un $MSE = 0.24$. El error incrementa ya que el movimiento de cada paciente de control varia drásticamente. Como ningún paciente cuenta con alguna limitación musculo-esquelética, los movimientos que realizaban tendían a ser de manera rápida o fluida. Esto no quiere decir que el modelo no se ajuste a la velocidad de la mano de los sujetos control, más bien, existe una gran variabilidad intra-sujetos. En la Figura 6.13 se observa el error cuadrático para cada prueba y con ello se puede comprobar la gran dispersión de los datos.

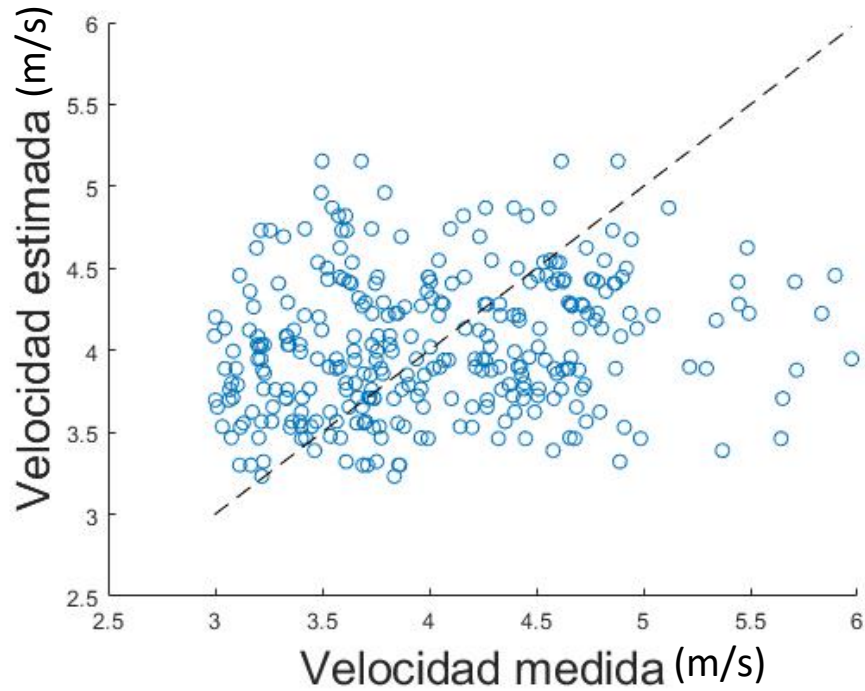


Figura 6.12 Correlación entre la velocidad de la mano medida y la velocidad de la mano estimada, comparándola con la recta de la regresión lineal en sujetos de control.

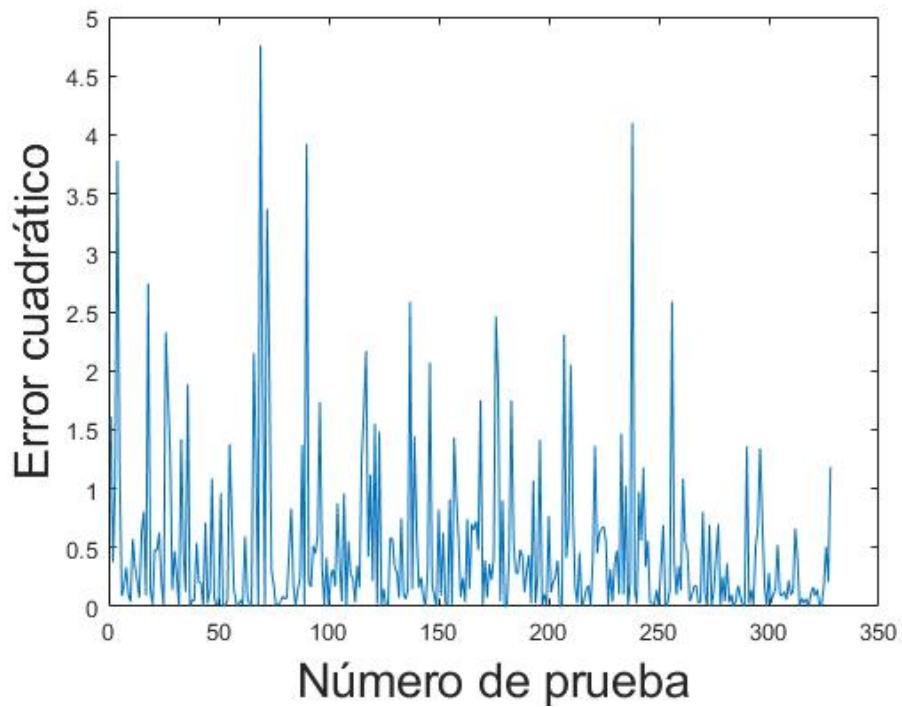


Figura 6.13 Error cuadrático entre la velocidad de la mano estimada y la velocidad de la mano real para el modelo de dificultad (ecuación 4) para sujetos control.

El modelo de dificultad (score) se probó en pacientes con EVC y se ajustó adecuadamente al desempeño observado. Tomando los valores de los parámetros de los pacientes con EVC, se pudo obtener un modelo con un $MSE = 0.83$, con una correlación $r = 0.44$ y una significancia $p = 1.611 e^{-12}$. Este modelo tiene una correlación y significancia similar al modelo de los pacientes de control. Cabe mencionar que el MSE se elevó, pero no significa que el modelo no se ajuste adecuadamente. En la Figura 6.14 es posible observar la relación entre el score obtenido por los pacientes con EVC para probar el modelo. Es necesario ajustar de mejor manera los parámetros. Se podrían obtener un mayor número de datos y así mejorar el ajuste dada la variabilidad intra-sujetos.

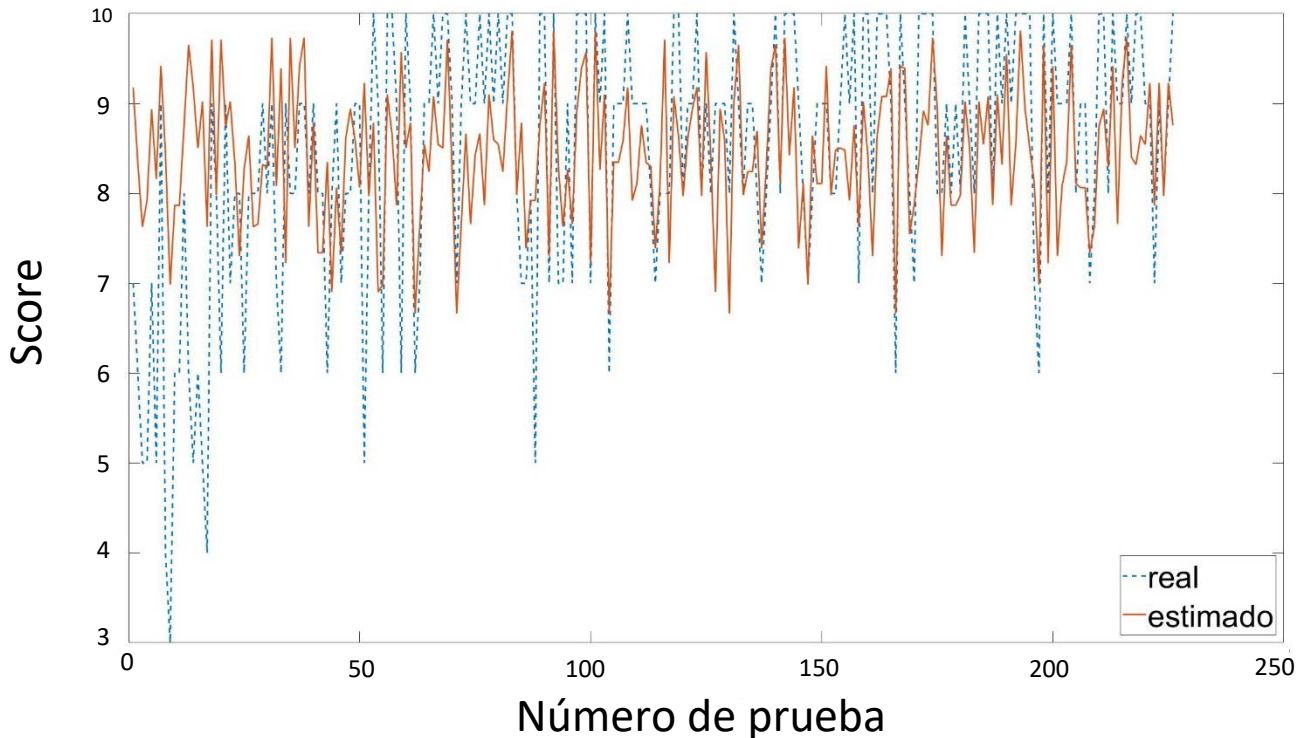


Figura 6.14 Comparación del score real y el score estimado por el modelo de dificultad para pacientes con EVC.

En la Figura 6.15 es posible visualizar el error cuadrático obtenido para cada valor del score estimado contra cada valor del score real obtenido. Se observa que existen muchos picos, por ello el MSE es más elevado en comparación a los sujetos control. Esto se ve reflejado en el MSE, por que el costo de los valores para ajustarse a la ecuación (3) del modelo de regresión es más elevado.

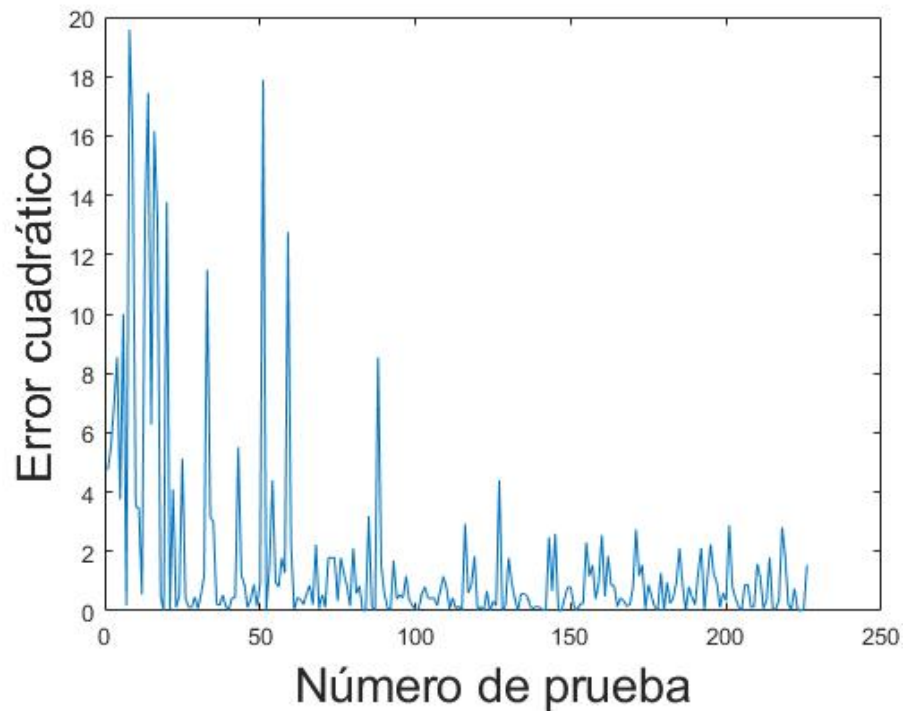


Figura 6.15 Error cuadrático entre el score estimado y el score real para el modelo de dificultad para pacientes con EVC.

El modelo de la velocidad de la mano de los sujetos control igualmente se probó en los pacientes con EVC y este modelo se ajustó de mejor manera. Después de ajustar el modelo, se obtuvo un $MSE = 0.183$, y destacando una correlación $r = 0.786$ y una significancia $p = 1.912 e^{-45}$. Con lo que se puede decir que existe una fuerte correlación y una significancia elevada. Esto puede ser observado en la Figura 6.16 donde los valores no se encuentran tan dispersos como en la gráfica comparativa del modelo de los sujetos control. El modelo de la velocidad de la mano para pacientes con EVC se ajustó de una manera óptima. En la Figura 6.17 se observa el error cuadrático para cada prueba de la velocidad estimada contra la velocidad real. Al ver esta figura es posible observar porque el MSE disminuye. El coste de los valores para ajustarse al modelo de regresión (ecuación 5) disminuye, por lo que la dispersión de datos es menor.

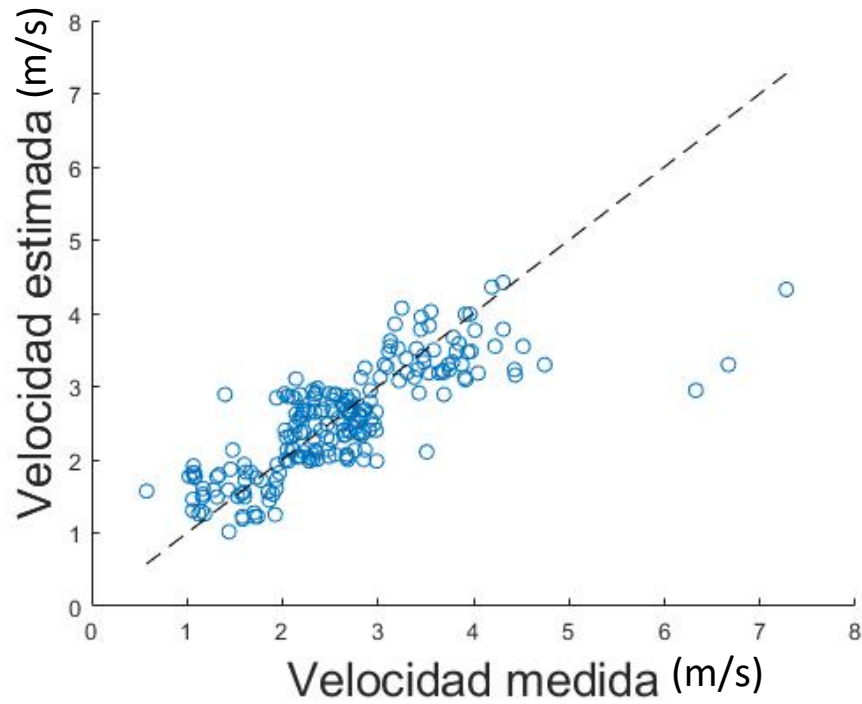


Figura 6.16 Correlación entre la velocidad de la mano medida y la velocidad de la mano estimada, comprándola con la recta de la regresión lineal en pacientes con EVC.

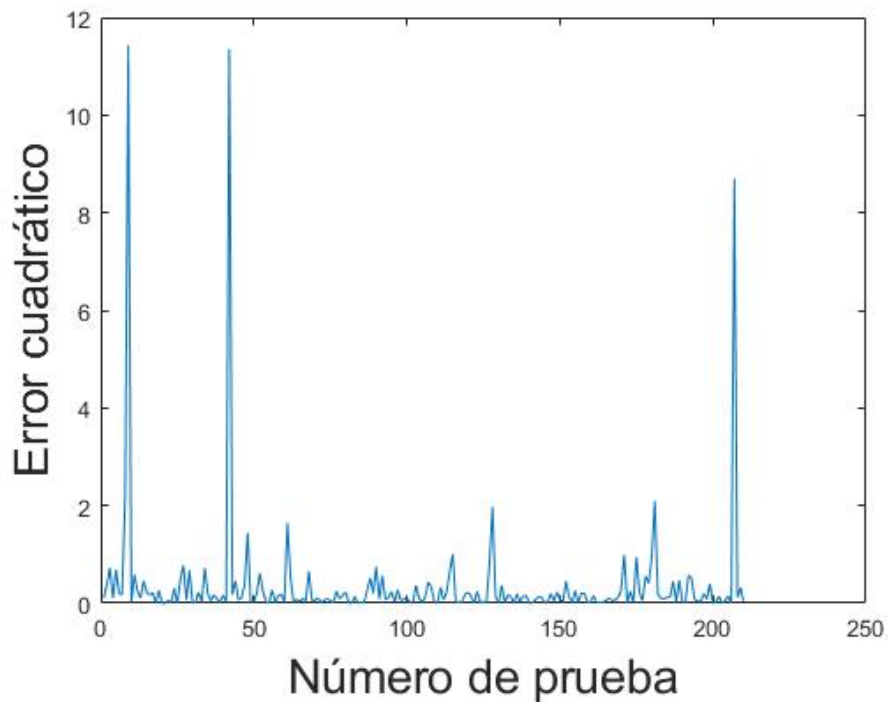


Figura 6.17 Error cuadrático entre la velocidad de la mano estimada y la velocidad de la mano real para el modelo de dificultad para la velocidad de la mano para paciente con EVC.

El modelo de dificultad (score) igualmente se probó en pacientes con artritis y se ajustó adecuadamente al desempeño observado. Tomando los valores de los parámetros de los pacientes con artritis, se pudo obtener un modelo con un $MSE = 1.01$, con una correlación media $r = 0.49$ y una significancia alta $p = 1.667 e^{-07}$. Este modelo tiene una correlación y significancia similar al modelo de los pacientes de control. Como en el caso de los pacientes con EVC, el MSE del modelo de los pacientes con artritis se elevó, pero esto, no significa que el modelo no se ajuste adecuadamente. En la Figura 6.18 es posible observar la relación entre el score obtenido por los pacientes con artritis para probar el modelo. Es necesario ajustar de mejor manera los parámetros, pero son necesarios más datos, ya que, para este grupo, el número de datos para ajustar el modelo fue menor. Igualmente, el aumento del error se puede deber a la variabilidad intra-sujetos.

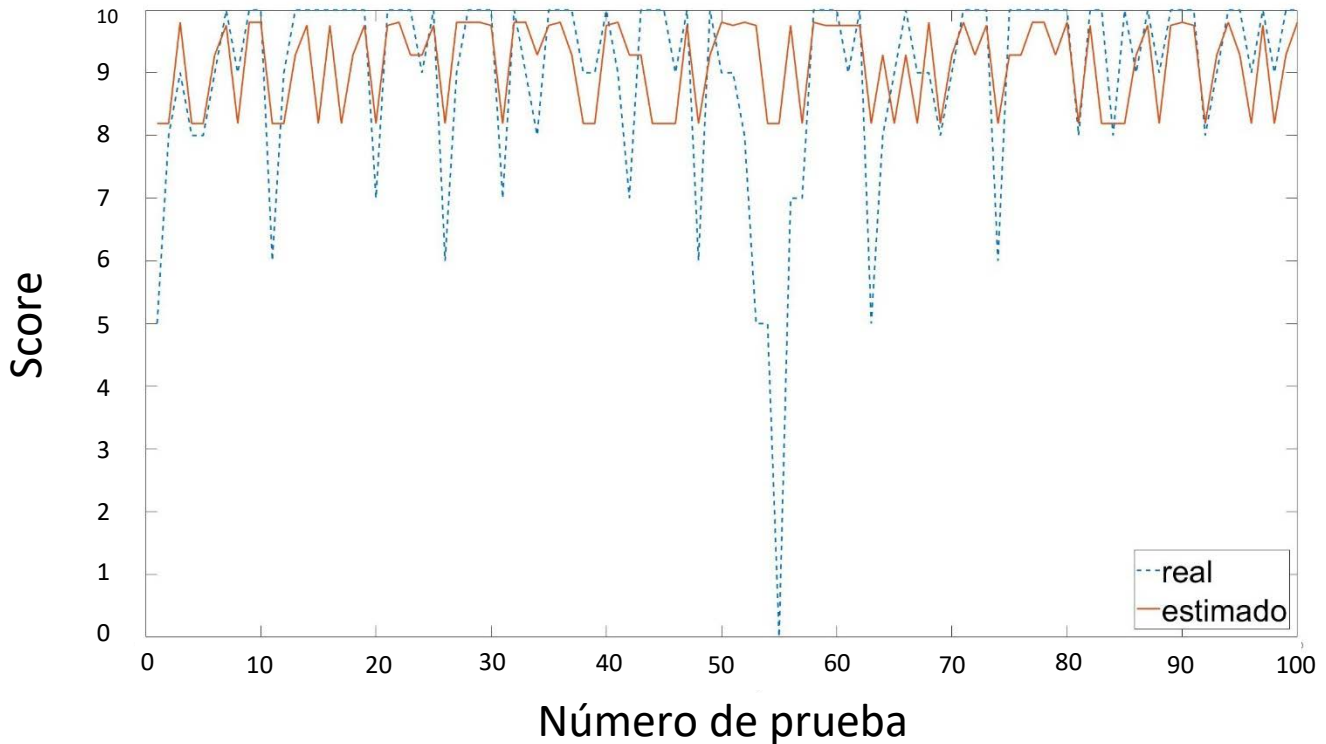


Figura 6.18 Comparación de score obtenido vs score estimado por el modelo de dificultad para pacientes con artritis.

En la figura 6.19 es posible visualizar el error cuadrático obtenido para cada valor del score estimado contra cada valor del score real obtenido. Se observa que existen pocos picos, pero de mayor valor, por ello el MSE es más elevado. Esto puede resultar en valores atípicos, pero como

se mencionó anteriormente, este grupo fue el que tuvo menos datos para su análisis. Igualmente cabe resaltar que este grupo es el que presenta mayor variabilidad intra-sujetos, ya que las lesiones musculoesqueléticas que padecían los pacientes variaban significativamente.

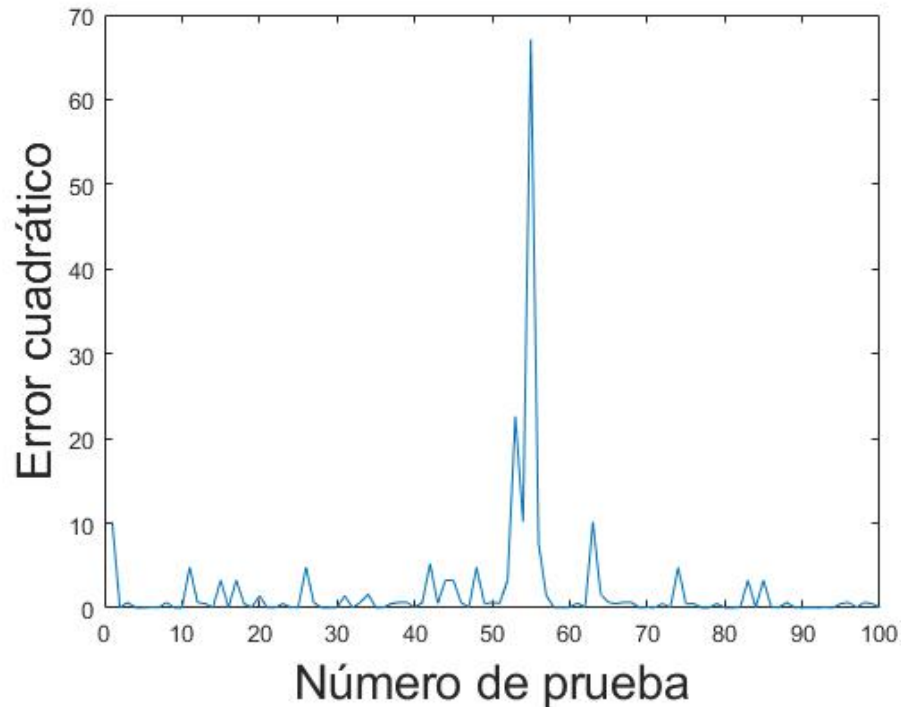


Figura 6.19 Error cuadrático entre el score estimado y el score real para el modelo de dificultad para pacientes con artritis.

El modelo de la velocidad de la mano igualmente se ajustó de mejor manera (como los pacientes con EVC). Después de ajustar el modelo, se obtuvo un $MSE = 0.396$, y con correlación elevada $r = 0.676$ y una significancia igualmente elevada $p = 8.3549 e^{-13}$. Con lo que se puede decir que existe una fuerte correlación y una significancia elevada. Esto puede ser observado en la Figura 6.20 donde los valores no se encuentran tan dispersos. El modelo de la velocidad de la mano para pacientes con artritis se ajustó de una manera óptima. Al igual que los pacientes con EVC, los pacientes con artritis presentaron un error cuadrático pequeño (Figura 6.21) con relación a la estimación de la velocidad de movimiento de su mano contra la velocidad real calculada.

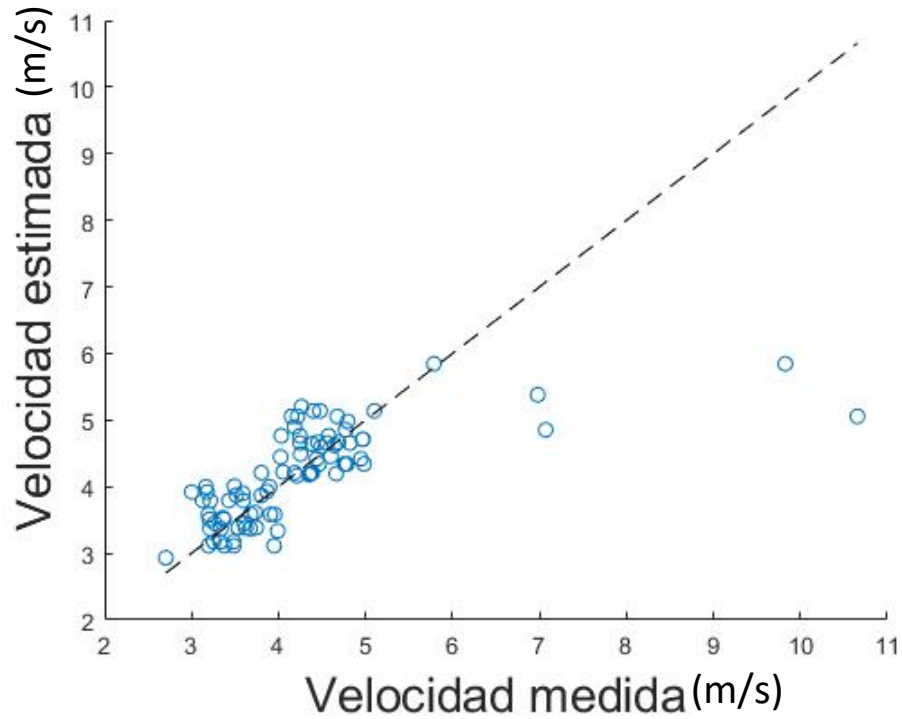


Figura 6.20 Correlación entre la velocidad de la mano medida y la velocidad de la mano estimada, comprándola con la recta de la regresión lineal en pacientes con artritis.

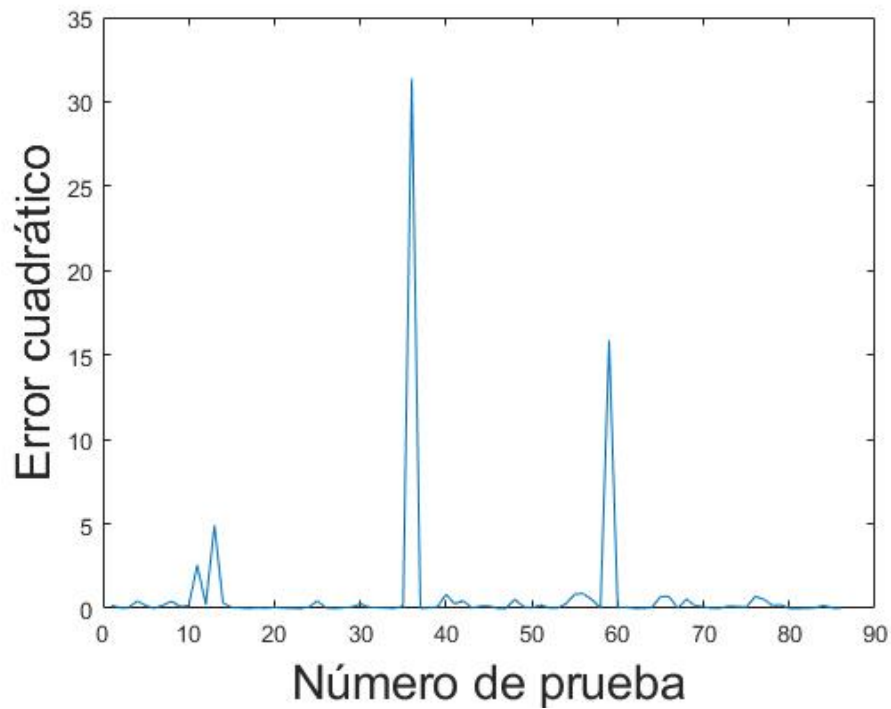


Figura 6.21 Error cuadrático entre la velocidad de la mano estimada y la velocidad de la mano real para el modelo de dificultad para la velocidad de la mano para pacientes con artritis.

Al analizar estos datos se llegó a la conclusión que los pacientes de control tienden a mantener un score medio entre 10 y 9. Al no presentar algún déficit motor, el movimiento que realizan con la mano varía demasiado, pero esto no significa que el modelo no se ajusta de forma adecuada. Al momento de realizar los experimentos con los sujetos de control, fue posible observar que muchos pacientes esperaban a que las esferas se acercaran demasiado y entonces se intentaba realizar la intercepción de todas ellas. En comparativa con los pacientes con EVC, éstos intentaban interceptar todas las esferas desde que comenzaban a aparecer. Su media de velocidad se mantenía constante ya que ellos si presentan déficit motor, por ello alcanzar las esferas es más difícil y se ve reflejado en el score. Los pacientes con artritis mantenían una velocidad de mano constante, pero su score se veía reflejado dependiendo del déficit que presentaban en sus extremidades superiores. Se tuvo una mayor dificultad al predecir el score de los pacientes con artritis ya que fue el grupo del que se capturaron menos datos, igualmente el déficit presentado entre cada paciente de este grupo es más diverso, ya que sus lesiones no son del mismo nivel de gravedad.

Conclusiones y trabajo a futuro

En este trabajo de tesis se presentó un sistema destinado a rehabilitación para ayudar a pacientes con EVC. El sistema cuenta con un paradigma novedoso para la rehabilitación de personas con déficit motores después de lesiones en el sistema nervioso central. El sistema tiene una serie de propiedades que son consistentes con nuestra comprensión actual de los mecanismos neuronales del EVC y sus consecuencias, y los requisitos funcionales del entrenamiento de rehabilitación.

Primero, se basa en la neurociencia, explota los procesos neuronales de observación, ejecución de acciones, aprendizaje y recuperación, también propone las estrategias de rehabilitación correspondientes. En segundo lugar, en virtud del uso de la realidad virtual, permite la creación flexible de escenarios dirigidos a necesidades específicas. Tercero, la tarea propuesta estudiada aquí sigue un enfoque de entrenamiento individualizado, ajustado a las capacidades del usuario. Y cuarto, es posible medir datos de rendimiento cuantitativos para el monitoreo continuo del paciente para evaluar su progreso a lo largo del tiempo, complementando la evaluación estándar clínica.

Un componente clave del sistema es el entrenamiento personalizado. Éste se centró en la auto adaptabilidad de la dificultad del videojuego para cada paciente. Se realizó una comparación entre el desempeño de sujetos control y pacientes con limitaciones musculares después de un EVC. Con esta comparativa se pudo observar que la estimación de score de sujetos control es la adecuada, al igual que con pacientes con EVC. En cuanto al análisis de la velocidad de la mano entre sujetos control y EVC, se pudo observar que el modelo se ajusta de manera adecuada a pacientes con EVC. Una suposición para que el modelo no se ajusta tan bien a pacientes de control es que el paciente de control no presenta ningún déficit de movilidad, por lo que, el paciente tiende a realizar movimiento más bruscos y rápidos.

El sistema explota la observación de movimientos orientados a objetivos a través de una representación virtual del cuerpo, lo que permite el entrenamiento de componentes específicos del movimiento a través de la presentación sistemática de realimentación propioceptiva y visual.

De especial relevancia es el modelo psicométrico del sistema para la adaptación en línea de la dificultad de la tarea. Este modelo fue desarrollado analizando la relación entre el rendimiento y los parámetros del juego en pacientes con EVC y control. Los parámetros individuales del juego se ponderaron para producir los parámetros apropiados del juego que se adaptan en línea a las capacidades individuales del usuario. Uno de los puntos principales de este modelo es garantizar que la tarea siga siendo constantemente interesante y desafiante, pero sin alcanzar altos niveles de demanda que puedan generar frustración o ansiedad. Igualmente, el modelo ayuda a que el paciente no realice movimientos bruscos y así poder evitar lesiones o fatiga excesiva.

En esta etapa de experimentación el tiempo de practica fue aproximadamente de 30 minutos por paciente. El tiempo de uso del sistema es un poco elevado, pero se pretende disminuir las sesiones de uso del sistema y mejorar la auto adaptabilidad para que el tiempo de ejercicio sea lo más efectivo posible.

Los ejercicios realizados en el videojuego serio se tomaron con base a las terapias de rehabilitación observadas en el Hospital General de México y en el Centro de Rehabilitación Texcoco. Estos ejercicios representan tareas específicas para mejorar la movilidad del hombro y del codo. Al realizar continuamente estos ejercicios se genera una transferencia de aprendizaje mientras el paciente disfruta y se distrae en comparación a una rehabilitación común y corriente.

Se propuso el sistema como un paradigma genérico para la neuro-rehabilitación que actualmente se aplica específicamente a los déficits motores de las extremidades superiores. Sin embargo, se cree que este concepto se generalizará sin problemas para abordar otros déficits del sistema musculoesquelético resultantes de las lesiones del EVC y posiblemente déficits perceptuales y cognitivos más centrales. De igual manera, se pretende mejorar el ajuste de los modelos psicométricos para poder predecir con mayor precisión los parámetros del videojuego para que se tenga una mejor individualización para cada paciente.

Referencias

- Adamovich, S., Fluet, G., Merians, A., Mathai, A., & Qiu, Q. (2009). Incorporating Haptic Effects Into Three-Dimensional Virtual Environments to Train the Hemiparetic Upper Extremity. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, *17*, 512–520. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2009.2028830>
- Adams, H. P., Adams, R. J., Brott, T., del Zoppo, G. J., Furlan, A., Goldstein, L. B., Grubb, R. L., Higashida, R., Kidwell, C., Kwiatkowski, T. G., Marler, J. R., Hademenos, G. J., & Stroke Council of the American Stroke Association. (2003). Guidelines for the early management of patients with ischemic stroke: A scientific statement from the Stroke Council of the American Stroke Association. *Stroke*, *34*(4), 1056–1083. <https://doi.org/10.1161/01.STR.0000064841.47697.22>
- American Heart Association. (2015, enero 1). *Effects of Stroke*. [Www.Heart.Org](http://www.heart.org).
<https://www.heart.org/en/sitecore/content/strokeassociation/home/about-stroke/effects-of-stroke>
- August, K., Lewis, J., Chandar, G., Merians, A., Biswal, B., & Adamovich, S. (2006). fMRI Analysis of Neural Mechanisms Underlying Rehabilitation in Virtual Reality: Activating Secondary Motor Areas. *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, *1*, 3692–3695.
<https://doi.org/10.1109/IEMBS.2006.260144>
- Badesa, F., Morales, R., Garcia, N., Sabater-Navarro, J., Casals, A., & Zollo, L. (2013). Auto-adaptive robot-aided therapy using machine learning techniques. *Computer methods and programs in biomedicine*, *116*.
<https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2013.09.011>
- Banks, M., Akeley, K., Hoffman, D., & Girshick, A. (2008). Consequences of Incorrect Focus Cues in Stereo Displays. *Journal of the Society for Information Display*, *24*, 7.

- Boccardi, E., Cenzato, M., Curto, F., Longoni, M., Motto, C., Oppo, V., Perini, V., & Vidale, S. (2017). *Hemorrhagic Stroke*. Springer International Publishing. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-32130-1>
- Bossard, C., Kermarrec, G., Buche, C., & Tisseau, J. (2008). Transfer of learning in virtual environments: A new challenge? *Virtual Reality*, *12*, 151–161. <https://doi.org/10.1007/s10055-008-0093-y>
- Brooks, J., Frederick. (1999). What's Real About Virtual Reality? *IEEE Computer Graphics and Applications*, *19*, 16–27. <https://doi.org/10.1109/38.799723>
- Brunner, I., Skouen, J. S., Hofstad, H., Inger, L., Becker, F., Sanders, A.-M., Pallesen, H., Kristensen, T., Michielsen, M., & Verheyden, G. (2014). Virtual reality training for upper extremity in subacute stroke (VIRTUES): Study protocol for a randomized controlled multicenter trial. *BMC neurology*, *14*, 186. <https://doi.org/10.1186/s12883-014-0186-z>
- Cameirão, M., Bermúdez i Badia, S., Duarte, E., & Verschure, P. (2010). Neurorehabilitation using the virtual reality based Rehabilitation Gaming System: Methodology, design, psychometrics, usability and validation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, *7*, 48. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-7-48>
- Cantú-Brito, C., & Chiquete, E. (2011). *Factores de riesgo, causas y pronóstico de los tipos de enfermedad vascular cerebral en México: Estudio RENAMEVASC*. 224–234.
- Chambers, B. R., Norris, J. W., Shurvell, B. L., & Hachinski, V. C. (1987). Prognosis of acute stroke. *Neurology*, *37*(2), 221. <https://doi.org/10.1212/WNL.37.2.221>
- Chemuturi, R., Amirabdollahian, F., & Dautenhahn, K. (2013). Adaptive training algorithm for robot-assisted upper-arm rehabilitation, applicable to individualised and therapeutic human-robot interaction. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, *10*, 102. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-10-102>
- Cirstea, C., & Levin, M. (2000). Compensatory strategies for reaching in stroke. *Brain : a journal of neurology*, *123* (Pt 5), 940–953. <https://doi.org/10.1093/brain/123.5.940>
- Cirstea, C., Pfito, A., & Levin, M. (2006). Feedback and Cognition in Arm Motor Skill Reacquisition After Stroke. *Stroke*, *37*(5), 1237–1242. <https://doi.org/10.1161/01.STR.0000217417.89347.63>

- Connelly, L., Jia, Y., Toro, M., Stoykov, M., Kenyon, R., & Kamper, D. (2010). A Pneumatic Glove and Immersive Virtual Reality Environment for Hand Rehabilitative Training After Stroke. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, *18*, 551–559. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2010.2047588>
- Cruz-Neira, C., Sandin, D., Defanti, T., Kenyon, R., & Hart, J. (1992). The CAVE: Audio visual experience. *Automatic Virtual Environment*, *35*, 65–72.
- Dobkin, B. (2009). Motor rehabilitation after stroke, traumatic brain, and spinal cord injury: Common denominators within recent clinical trials. *Current opinion in neurology*, *22*, 563–569. <https://doi.org/10.1097/WCO.0b013e3283314b11>
- Earnshaw, R. A. (2014). *Virtual Reality Systems*. Academic Press.
- Ertelt, D., Small, S., Solodkin, A., Dettmers, C., Mcnamara, A., Binkofski, F., & Buccino, G. (2007). Action observation has a positive impact on rehabilitation of motor deficits after stroke. *NeuroImage*, *36 Suppl 2*, T164-73. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2007.03.043>
- Fitts, P. (1992). The Information Capacity of the Human Motor System in Controlling the Amplitude of Movement. *Journal of experimental psychology. General*, *121*, 262–269. <https://doi.org/10.1037/h0055392>
- Gillen, G. (2015). *Stroke Rehabilitation. A function-based approach* (4th Edition). Elsevier.
- Glegg, S., Holsti, L., Stanton, S., Hanna, S., Velikonja, D., Ansley, B., Sartor, D., & Brum, C. (2016). Evaluating change in virtual reality adoption for brain injury rehabilitation following knowledge translation. *Disability and Rehabilitation Assistive Technology*, *12*. <https://doi.org/10.3109/17483107.2015.1111944>
- Gordon, A., & Okita, S. (2010). Augmenting pediatric constraint-induced movement therapy and bimanual training with video gaming technology. *Technology and Disability*, *22*, 179–191. <https://doi.org/10.3233/TAD-2010-0302>
- Haller, M. (2006). *Emerging Technologies of Augmented Reality: Interfaces and Design: Interfaces and Design*. Idea Group Inc (IGI).

- Harvey, L. A., Byak, A. J., Ostrovskaya, M., Glinsky, J., Katte, L., & Herbert, R. D. (2003). Randomised trial of the effects of four weeks of daily stretch on extensibility of hamstring muscles in people with spinal cord injuries. *The Australian Journal of Physiotherapy*, *49*(3), 176–181.
- Hibbard, P., & Bradshaw, M. (2003). Reaching for virtual objects: Binocular disparity and the control of prehension. *Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung. Expérimentation cérébrale*, *148*, 196–201. <https://doi.org/10.1007/s00221-002-1295-2>
- Higgins, S. (1991). Motor Skill Acquisition. *Physical therapy*, *71*, 123–139. <https://doi.org/10.1093/ptj/71.2.123>
- Hoffman, H. (2018, Junio 9). Stages of Stroke Recovery: The Brunnstrom Approach. *Saebo*. <https://www.saebo.com/the-stages-of-stroke-recovery/>
- Hogan, N., & Winters, J. M. (1990). Principles Underlying Movement Organization: Upper Limb. En J. M. Winters & S. L.-Y. Woo (Eds.), *Multiple Muscle Systems: Biomechanics and Movement Organization* (pp. 182–194). Springer. https://doi.org/10.1007/978-1-4613-9030-5_11
- Holden, M. (2005). Virtual Environments for Motor Rehabilitation: Review. *Cyberpsychology & behavior : the impact of the Internet, multimedia and virtual reality on behavior and society*, *8*, 187–211; discussion 212. <https://doi.org/10.1089/cpb.2005.8.187>
- Houglum, P. A., & Bertoti, D. B. (2012). *Brunnstrom's Clinical Kinesiology, 6e / F.A. Davis AT Collection / McGraw-Hill Medical* (6ta ed.). Davis Company. <https://fadavisat.mhmedical.com/content.aspx?bookid=2148§ionid=162869570>
- Huizinga, J., & Imaz, Eugenio. (1949). *Homo Ludens. Proeve enner bepaling van het spel-element der cultuur. Harlem: Traducido al español con el titulo: Homo ludens.*
- IMSS. (2015, noviembre 26). *Enfermedad Vascular Cerebral*. IMSS. <http://www.imss.gob.mx/salud-en-linea/enfermedad-vascular-cerebral>

- Intermountain health care. (2010, septiembre). *Tipos de accidentes cerebrovasculares*. Texas Heart Institute.
<https://www.texasheart.org/heart-health/heart-information-center/topics/tipos-de-accidentes-cerebrovasculares/>
- Kim, D., & Park, J. (2013). Virtual reality based stroke rehabilitation. *Journal of the Korean Medical Association*, 56, 16. <https://doi.org/10.5124/jkma.2013.56.1.16>
- Kleim, J. (2011). Neural plasticity and neurorehabilitation: Teaching the new brain old tricks. *Journal of communication disorders*, 44, 521–528. <https://doi.org/10.1016/j.jcomdis.2011.04.006>
- Kleim, J. A., & Jones, T. A. (2008). Principles of Experience-Dependent Neural Plasticity: Implications for Rehabilitation After Brain Damage. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 51(1).
[https://doi.org/10.1044/1092-4388\(2008/018\)](https://doi.org/10.1044/1092-4388(2008/018))
- Krakauer, J., Carmichael, S. T., Corbett, D., & Wittenberg, G. (2012). Getting Neurorehabilitation Right: What Can Be Learned From Animal Models? *Neurorehabilitation and neural repair*, 26, 923–931.
<https://doi.org/10.1177/1545968312440745>
- Krueger, M. W., Gionfriddo, T., & Hinrichsen, K. (1985). VIDEOPLACE—an artificial reality. *ACM SIGCHI Bulletin*, 16(4), 35–40. <https://doi.org/10.1145/1165385.317463>
- Lange, B., Koenig, S., Chang, C.-Y., McConnell, E., Suma Rosenberg, E., Bolas, M., & Rizzo, A. (2012). Designing informed game-based rehabilitation tasks leveraging advanced n virtual reality. *Disability and rehabilitation*, 34, 1863–1870. <https://doi.org/10.3109/09638288.2012.670029>
- Laver, K., Lange, B., George, S., Deutsch, J., Saposnik, G., & Crotty, M. (2018). Virtual Reality for Stroke Rehabilitation. *Stroke*, 49, STROKEAHA.117.020275. <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.117.020275>
- Levac, D., Miller, P., & Missiuna, C. (2011). Usual and Virtual Reality Video Game-based Physiotherapy for Children and Youth with Acquired Brain Injuries. *Physical & occupational therapy in pediatrics*, 32, 180–195. <https://doi.org/10.3109/01942638.2011.616266>

- Liebermann, D. G., Berman, S., Weiss, P., & Levin, M. (2012). Kinematics of Reaching Movements in a 2-D Virtual Environment in Adults With and Without Stroke. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 20. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2012.2206117>
- Lin, K., Wu, C.-Y., Tickle-Degnen, L., & Coster, W. (1997). Enhancing Occupational Performance through Occupationally Embedded Exercise: A Meta-Analytic Review. *OTJR: Occupation, Participation and Health*, 17. <https://doi.org/10.1177/153944929701700102>
- Lohse, K., Lambert-Shirzad, N., Verster, A., Hodges, N., & Loos, H. (2013). Video Games and Rehabilitation: Using Design Principles to Enhance Engagement in Physical Therapy. *Journal of neurologic physical therapy : JNPT*, 37, 166–175. <https://doi.org/10.1097/NPT.0000000000000017>
- Marcano, B. (2008). Juegos serios y entrenamiento en la sociedad digital. *Teoría de la Educación: Educación y Cultura en la Sociedad de la Información*, ISSN 1138-9737, N^o. 9, 3, 2008 (Ejemplar dedicado a: *Videojuegos: una herramienta en el proceso educativo del “Homo digitalis”*), 9.
- Matijević, V., Šečić, A., Masić, V., Sunić, M., Kolak, Z., & Znika, M. (2013). Virtual reality in rehabilitation and therapy. *Acta clinica Croatica*, 52, 453–457.
- Metcalfe, A. B., & Lawes, N. (1998). A modern interpretation of the Rood Approach. *Physical Therapy Reviews*, 3(4), 195–212. <https://doi.org/10.1179/ptr.1998.3.4.195>
- Michael, D., & Chen, S. (2006). *Serious Games: Games That Educate, Train, and Inform*.
- Mirelman, A., Bonato, P., & Deutsch, J. (2008). Effects of Training With a Robot-Virtual Reality System Compared With a Robot Alone on the Gait of Individuals After Stroke. *Stroke; a journal of cerebral circulation*, 40, 169–174. <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.108.516328>
- Mouawad, M., Doust, C., Max, M. D., & McNulty, P. (2011). Wii-based movement therapy to promote improved upper extremity function post-stroke: A pilot study. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 43, 527–533. <https://doi.org/10.2340/16501977-0816>

- Murray, C. J., & Lopez, A. D. (1997). Alternative projections of mortality and disability by cause 1990-2020: Global Burden of Disease Study. *Lancet (London, England)*, *349*(9064), 1498–1504.
[https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(96\)07492-2](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(96)07492-2)
- Nelson, D., Konosky, K., Fleharty, K., Webb, R., Newer, K., Hazboun, V., Fontane, C., & Licht, B. (1996). The Effects of an Occupationally Embedded Exercise on Bilaterally Assisted Supination in Persons with Hemiplegia. *The American journal of occupational therapy : official publication of the American Occupational Therapy Association*, *50*, 639–646. <https://doi.org/10.5014/ajot.50.8.639>
- Nithianantharajah, J., & Hannan, A. (2006). Enriched environments, experience-dependent plasticity and disorders of the nervous system. *Nature reviews. Neuroscience*, *7*, 697–709. <https://doi.org/10.1038/nrn1970>
- Nudo, R. (2003). Adaptive plasticity in motor cortex: Implications for rehabilitation after brain injury. *Journal of rehabilitation medicine : official journal of the UEMS European Board of Physical and Rehabilitation Medicine*, *35*, 7–10. <https://doi.org/10.1080/16501960310010070>
- Padilla-Castañeda, M., Sotgiu, E., Barsotti, M., Frisoli, A., Piero, O., Martiradonna, A., Laddaga, C., & Bergamasco, M. (2018). An Orthopaedic Robotic-Assisted Rehabilitation Method of the Forearm in Virtual Reality Physiotherapy. *Journal of Healthcare Engineering*, *2018*, 1–20. <https://doi.org/10.1155/2018/7438609>
- Padilla-Castañeda, M., Sotgiu, E., Frisoli, A., & Massimo, B. (2012). A robotic & virtual reality orthopedic rehabilitation system for the forearm. *Studies in Health Technology and Informatics*, *181*, 324–328.
<https://doi.org/10.3233/978-1-61499-121-2-324>
- Parry, S. M., & Puthuchery, Z. A. (2015). The impact of extended bed rest on the musculoskeletal system in the critical care environment. *Extreme Physiology & Medicine*, *4*. <https://doi.org/10.1186/s13728-015-0036-7>
- Peppen, R., Kwakkel, G., Wood-Dauphinee, S., Hendriks, E., Wees, P., & Dekker, J. (2005). The impact of physical therapy on functional outcomes after stroke: What's the evidence? *Clinical rehabilitation*, *18*, 833–862.
<https://doi.org/10.1191/0269215504cr843oa>

- Radomski, M. V., & Latham, C. A. T. (2008). *Occupational therapy for physical dysfunction*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Raine, S., Meadows, L., & Lynch-Ellerington, M. (2009). *Bobath Concept: Theory and Clinical Practice in Neurological Rehabilitation*. 234.
- Roth, E. J., Heinemann, A. W., Lovell, L. L., Harvey, R. L., McGuire, J. R., & Diaz, S. (1998). Impairment and disability: Their relation during stroke rehabilitation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 79(3), 329–335. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(98\)90015-6](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(98)90015-6)
- Saposnik, G., & Levin, M. (2011). Virtual Reality in Stroke Rehabilitation A Meta-Analysis and Implications for Clinicians. *Stroke; a journal of cerebral circulation*, 42, 1380–1386.
<https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.110.605451>
- Schmidt, R. (1988). *Motor Control and Learning: A Behavioral Emphasis*.
- Schultheis, M., & Rizzo, A. (2001). The application of virtual reality technology in rehabilitation. *Rehabilitation Psychology*, 46, 296–311. <https://doi.org/10.1037/0090-5550.46.3.296>
- Shin, J.-H., Kim, M.-Y., Lee, J.-Y., Jeon, Y.-J., Suyoung, K., Lee, S., Seo, B., & Choi, Y. (2016). Effects of virtual reality-based rehabilitation on distal upper extremity function and health-related quality of life: A single-blinded, randomized controlled trial. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 13.
<https://doi.org/10.1186/s12984-016-0125-x>
- Slater, M., Khanna, P., Mortensen, J., & Yu, I. (2009). Visual Realism Enhances Realistic Response in an Immersive Virtual Environment. *IEEE computer graphics and applications*, 29, 76–84.
<https://doi.org/10.1109/MCG.2009.55>
- Subramanian, S., & Levin, M. (2011). Viewing medium affects arm motor performance in 3D virtual environments. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 8, 36. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-8-36>
- Taub, E., & Morris, D. M. (2001). Constraint-induced movement therapy to enhance recovery after stroke. *Current Atherosclerosis Reports*, 3(4), 279–286.

- Teasell, R., & MRehabMed, N. H. M. (2016). *4b. Rehab of Hemiplegic Upper Extremity Post Stroke*. 22.
- Trilnick, C. (1962, febrero 24). *Sensorama / IDIS*. <https://proyectoidis.org/sensorama/>
- Tsirlin, I., Dupierriex, E., Chokron, S., Coquillart, S., & Ohlmann, T. (2009). Uses of Virtual Reality for Diagnosis, Rehabilitation and Study of Unilateral Spatial Neglect: Review and Analysis. *Cyberpsychology & behavior : the impact of the Internet, multimedia and virtual reality on behavior and society*, *12*, 175–181. <https://doi.org/10.1089/cpb.2008.0208>
- Turolla, A., Dam, M., Ventura, L., Tonin, P., Agostini, M., Zucconi, C., Kiper, P., Cagnin, A., & Piron, L. (2013). Virtual reality for the rehabilitation of the upper limb motor function after stroke: A prospective controlled trial. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, *10*, 85. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-10-85>
- van der Worp, H. B., & van Gijn, J. (2007). Acute Ischemic Stroke. *New England Journal of Medicine*, *357*(6), 572–579. <https://doi.org/10.1056/NEJMcp072057>
- Walker, M., Ringleb, S., Maihafer, G., Walker, R., Crouch, J., Lunen, B., & Morrison, S. (2010). Virtual Reality-Enhanced Partial Body Weight-Supported Treadmill Training Poststroke: Feasibility and Effectiveness in 6 Subjects. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *91*, 115–122. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.09.009>
- Weiss, P., Kizony, R., Feintuch, U., & Katz, N. (2006). Virtual reality in neurorehabilitation. *Textbook of Neural Repair and Rehabilitation*, 182–197. <https://doi.org/10.1017/CBO9780511545078.015>
- Weiss, P. L., Keshner, E. A., & Levin, M. F. (2014). *Virtual Reality for Physical and Motor Rehabilitation*. Springer. <https://www.springer.com/gp/book/9781493909674>
- Weyer, T., Notelaers, S., Coninx, K., Feys, P., Lamers, I., Alders, G., & Geers, R. (2011). *Watering the flowers: Virtual haptic environments for training of forearm rotation in persons with central nervous deficits*. 23. <https://doi.org/10.1145/2141622.2141650>
- WHO | Global Health Observatory (GHO) data. (2015, mayo 8). WHO. <http://www.who.int/gho/en/>

- Whyte, J., & Hart, T. (2003). It's more than a Black Box; it's a Russian doll: Defining rehabilitation treatments. *American journal of physical medicine & rehabilitation / Association of Academic Physiatrists*, 82, 639–652. <https://doi.org/10.1097/01.PHM.0000078200.61840.2D>
- Worden, J. W. (2008). *Grief Counseling and Grief Therapy, Fourth Edition* (5th ed.). Springer. <https://www.springerpub.com/grief-counseling-and-grief-therapy-fourth-edition.html/>
- Wu, C.-Y., Trombly, C., Lin, K., & Tickle-Degnen, L. (2000). A kinematic study of contextual effects on reaching performance in persons with and without stroke: Influences of object availability. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 81, 95–101. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(00\)90228-4](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(00)90228-4)
- Zampolini, M., Todeschini, E., Miriam, H., & Claudia, G. (2008). Tele-rehabilitation: Present and future. *Annali Dell'Istituto Superiore Di Sanità*, 44, 125–134.
- Zollo, L., Papaleo, E., Spedalieri, L., Guglielmelli, E., Badesa, F., Morales, R., & Garcia, N. (2014). Multimodal Interfaces to Improve Therapeutic Outcomes in Robot-Assisted Rehabilitation. En *Springer Tracts in Advanced Robotics* (Vol. 94, pp. 321–343). https://doi.org/10.1007/978-3-319-02934-4_16