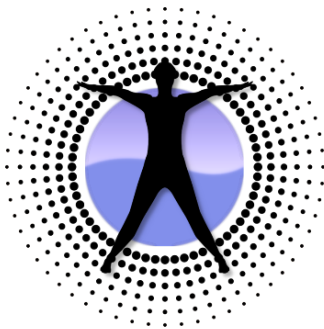


**VALIDACIÓN DE UN EXERGAME PARA ESCLEROSIS MÚLTIPLE A TRAVÉS DE
ANÁLISIS BIOMECÁNICO USANDO TEORÍA DE SISTEMAS DINÁMICOS**

MARIO SAMUEL CASANOVA



Human-Computer Interaction

HCI Group

**UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE PEREIRA
FACULTAD CIENCIAS DE LA SALUD
PROGRAMA CIENCIAS DEL DEPORTE Y LA RECREACIÓN
PEREIRA
2016**

**VALIDACIÓN DE UN EXERGAME PARA ESCLEROSIS MÚLTIPLE A TRAVÉS DE
ANÁLISIS BIOMECÁNICO USANDO TEORÍA DE SISTEMAS DINÁMICOS**

MARIO SAMUEL CASANOVA OROBIO

Director
PhD (C) JHON EDISON MUÑOZ CARDONA
Asesor científico
Ingeniero físico
Magister en ingeniería eléctrica

Asesor
OSCAR HENAO GALLO
Doctor en Bioingeniería
Magister en Instrumentación Física
Magister en Bioingeniería

UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE PEREIRA
FACULTAD CIENCIAS DE LA SALUD
PROGRAMA CIENCIAS DEL DEPORTE Y LA RECREACIÓN
PEREIRA
2016

Nota de aceptación

Presidente del Jurado

Jurado

Jurado

DEDICATORIA

*A Dios, a mis Padres y mi hermano y a demás familiares, a todos los docentes del programa Ciencias del Deporte y la Recreación que aportan con su granito de arena y en especial a todos los integrantes de **HCI group** por haberme brindado el espacio académico y poder aprender de ellos como personas También, un agradecimiento especial a la **Clínica de Dolor del Eje Cafetero** por haberme brindar el espacio para mi investigación a través de HCI group. Un trabajo muy arduo y a conciencia que ha sacado lo mejor de mí, y de lo cual espero que pueda contribuirle profundamente a mi sector laboral, investigativo y académico.*

LISTA DE CONTENIDO

1. DEFINICIÓN DEL PROBLEMA	9
2. JUSTIFICACIÓN.....	13
3. OBJETIVOS.....	17
3.1. OBJETIVO GENERAL	17
3.2. OBJETIVOS ESPECIFICOS	17
4. MARCO REFERENCIAL	18
4.1. MARCO CONTEXTUAL.....	18
4.2. MARCO TEORICO	19
4.2.1. Esclerosis múltiple y equilibrio postural	19
4.2.2. Realidad virtual en rehabilitación motriz.	22
4.2.2.1. Videojuegos para la salud.....	26
4.2.2.2. Tecnologías y herramientas emergentes de interacción.....	32
4.2.3. Análisis biomecánico del movimiento humano a través de sistemas dinámicos	35
4.2.3.1. Métodos para el estudio de la coordinación.....	41
4.2.3.2. Caracterización de patrones de coordinación en el movimiento	43
4.2.3.3. Interpretación cualitativa de las representaciones graficas.....	44
4.3. MARCO DE ANTECEDENTES INVESTIGATIVOS	46
6. METODOLOGIA.....	52
6.1. TIPO, DISEÑO E HIPOTESIS DE LA INVESTIGACIÓN	52
6.1.1. Tipo de investigación.....	52
6.1.2. Diseño	52
6.2. POBLACIÓN Y MUESTRA	52
6.2.1. Población de estudio	52
6.3. VARIABLES	53
6.3.1. Descripción del Exergame.....	54
6.4. TECNICAS E INSTRUMENTOS.....	55
6.4.1. Descripción del instrumento	55

6.4.2.	Validación del instrumento.....	56
6.4.3.	Procedimientos y técnicas a emplear	57
5.4.3.1.	Pruebas preliminares usando el Exergame	59
5.4.3.2.	Proceso de captura de movimiento.....	60
5.4.3.3.	Procesamiento de las bioseñales.....	62
5.4.3.4.	Representación gráfica de las bioseñales de acuerdo a la TSD	63
6.5.	EVALUACIÓN BIOETICA	65
6.5.1.	Justificación legal	65
6.5.2.	Justificación científica.....	66
7.	RESULTADOS	67
7.1.	EXERGAME VIRTUAL BALANCE	67
7.2.	INTERVENCIÓN CON LOS PACIENTES.....	67
7.3.	PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL BIOMECÁNICA.....	68
7.4.	ANÁLISIS DESCRIPTIVO Y UNIVARIADO	69
7.5.	REPRESENTACIÓN GRAFICA Y ANALISIS CUANTITATIVO DE LAS VARIABLES BIOMECANICAS.....	70
7.5.1.	Representaciones graficas en la posición Tándem.	71
7.5.2.	Representaciones graficas en la posición Unipodal.	77
7.6.	CLASIFICACIÓN DE LAS VARIABLES BIOMECANICAS.....	82
8.	DISCUSIÓN.....	89
9.	RECOMENDACIONES Y TRABAJO FUTURO	91
10.	CONCLUSIONES.....	94
11.	BIBLIOGRAFIA	95

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1. Contribución de los diferentes subsistemas a problemas de inestabilidad postural y movilidad en EM. Adaptado de (van Emmerik, Jones, Busa, Remelius, & Averill, 2014).	20
FIGURA 2. Marco del sistema para el control postural y sus dominios. Adaptado de (Horak, 2006).	21
FIGURA 3. Modelo de rehabilitación basado en realidad virtual dentro del contexto de la terminología de la clasificación internacional. Adaptado de (Weiss et al., 2006).	24
FIGURA 4. Tipos de actividades físicas según (Shaw et al., 2005). Tomado de (Nijholt, Pasch, van Dijk, Reidsma, & Heylen, 2011).	27
FIGURA 5. Taxonomía de los videojuegos para la salud. Adaptado de (McCallum, 2012)	28
FIGURA 6. Modelo teórico de los mecanismos por los cuales los videojuegos para el ejercicio físico pueden beneficiar la salud física y cognitiva. Adaptado de (J. Best, 2013).	29
FIGURA 7. Los tres tipos de inmersión que tiene el jugador en el juego. Adaptado de (Ermi & Mäyrä, 2005)	30
FIGURA 8. Modelo de flujo dual propuesto por (Sinclair et al., 2007).	31
FIGURA 9. Clasificación del rastreo del movimiento humano usando sensores tecnológicos. Tomado de (Zhou & Hu, 2008).	32
FIGURA 10. Clasificación de la mecánica aplicada. Adaptado de (McGinnis, 2013).	36
FIGURA 11. Diferentes modelos usados en el análisis postural humano. Adaptado de (Crétual, 2015).	37
FIGURA 12. Modelo teórico de la complejidad relacionado a la salud. Adaptado de (Stergiou, Harbourne, & Cavanaugh, 2006).	40
FIGURA 13. Clasificación de los patrones de coordinación con sus respectivas medidas en ángulos en un sistema de coordenadas polares. Adaptado de (R. A. Needham et al., 2015).	44
FIGURA 14. Posibles formas que pueden asumir los DAA y su respectiva interpretación. Adaptado de (Winstein & Garfinkel, 1989).	45
FIGURA 15. Descripción del instrumento y sus puntos de distribución articular en el cuerpo humano. Fuente adaptada de: (Xu & McGorry, 2015).	56

FIGURA 16. Diagrama de flujo del <i>Exergame</i> . Fuente: Autor.	60
FIGURA 17. Interfaz gráfica del software de registro de la captura. Fuente: Autor.....	61
FIGURA 18. Diagrama de integración del software diseñado en MATLAB. Fuente: (Casanova et al., 2015).	63
FIGURA 19. Pautas para la lectura de los DAA. Fuente: Autor.	64
FIGURA 20. Mapa de procesos empleado para el procesamiento de las bioseñales. Fuente: Autor.	65
FIGURA 21. Captura del <i>Exergame</i>	67
FIGURA 22. IZQ) Momento de interacción con el Exergame del paciente con EM y DER) la secuencia de algunos movimientos clave del esqueleto extraído durante la sesión.	68
FIGURA 23. Ejemplo de representación gráfica de la señal obtenida y la procesada. .	69
FIGURA 24. Promedios de los tiempos en las dos posiciones de juego de ambos pacientes.	70
FIGURA 25. Hombro izquierdo vs Cadera izquierda en Tándem del paciente con EM.	71
FIGURA 26. Cadera derecha vs Cadera izquierda en Tándem del paciente con EM. .	72
FIGURA 27. Hombro derecho vs Cadera derecha en Tándem del paciente con EM. .	73
FIGURA 28. Hombro derecho vs Cadera izquierda en Tándem del paciente con EM. .	74
FIGURA 29. Hombro derecho vs Hombro izquierdo en Tándem del paciente con EM.	75
FIGURA 30. Hombro izquierdo vs Cadera derecha en Tándem del paciente con EM. .	76
FIGURA 31. Hombro izquierdo vs Cadera izquierda en Unipodal del paciente con EM.	77
FIGURA 32. Cadera derecha vs Cadera izquierda en Unipodal del paciente con EM. .	78
FIGURA 33. Hombro derecho vs Cadera derecha en Unipodal del paciente con EM. .	79
FIGURA 34. Hombro derecho vs Cadera izquierda en Unipodal del paciente con EM.	80
FIGURA 35. Hombro derecho vs Hombro izquierdo en Unipodal del paciente con EM.	81
FIGURA 36. Hombro izquierdo vs Cadera derecha en Unipodal del paciente con EM.	82
FIGURA 37. Resumen gráfico de la clasificación de los patrones de encontrados en la posición Tándem del paciente con EM.	83
FIGURA 38. Resumen gráfico de la clasificación de los patrones de encontrados en la posición Unipodal del paciente con EM.	83

FIGURA 39. Ejemplo de la clasificación de los patrones de coordinación en representada en coordenadas polares encontrados en la posición Unipodal del paciente con EM.	84
FIGURA 40. Patrones de coordinación encontrados en la relación Hombro derecho vs Cadera derecha de la posición Tándem en el paciente con EM y el paciente sano.	85
FIGURA 41. Patrones de coordinación encontrados en la relación Hombro derecho vs Hombro izquierdo de la posición Tándem en el paciente con EM y el paciente sano. ...	86
FIGURA 42. Patrones de coordinación encontrados en la relación Hombro derecho vs Cadera izquierda de la posición Unipodal en el paciente con EM y el paciente sano. ...	87
FIGURA 43. Patrones de coordinación encontrados en la relación Hombro izquierda vs Cadera derecha de la posición Unipodal en el paciente con EM y el paciente sano. ...	88

LISTA DE TABLAS

TABLA 1. Categorías del comportamiento motor usados en la validación de entornos virtuales. Tomado de (Levin, Deutsch, Kafri, & Liebermann, 2014).	23
TABLA 2. Resumen de los atributos principales de las variables del aprendizaje motor en la RV. Tomado de (Levac & Sveistrup, 2014).	25
TABLA 3. Principios propuestos de la no linealidad en la adquisición y el mantenimiento de las habilidades motrices. Adaptado de (Harbourne & Stergiou, 2009).	40
TABLA 4. Resumen de las ventajas y desventajas de las principales métodos para el estudio de la coordinación en biomecánica. Fuente elaborado por el autor a partir de: (Angulo-Barroso, Busquets Faciabén, & Mauerberg-deCastro, 2010; Angulo-Barroso et al., 2011; Hamill, Palmer, & Van Emmerik, 2012; Lamb & Stöckl, 2014; R. A. Needham, R. Naemi, & N. Chockalingam, 2015; Spinelli et al., 2015).	42
TABLA 5. Principales antecedentes investigativos relacionados.	46
TABLA 6. Características de los pacientes.	52
TABLA 7. Resumen de las variables.	53
TABLA 8. Resumen de los diferentes procedimientos y técnicas en la presente investigación.	57
TABLA 9. Medidas estadísticas descriptivas de las variables cinemáticas de ambos pacientes.	69

LISTA DE ANEXOS

ANEXO A. CARTA AVAL DEL COMITÉ DE BIOETICA.....	109
ANEXO B. CONSENTIMIENTO INFORMADO	110
ANEXO C. PROTOCOLO DE EXPERIMENTACIÓN.....	112

RESUMEN

Los trastornos o alteraciones del equilibrio es uno de los síntomas más comunes de la esclerosis múltiple (EM), lo que lleva a una estabilidad postural anormal que aumenta el riesgo de caídas y afecta negativamente la capacidad de cada paciente para realizar con seguridad las actividades de la vida diaria. Como tales, se han propuesto diversas terapias complementarias en la rehabilitación para mejorar las alteraciones del equilibrio, que proporcionan una mejora en el corto y mediano plazo los pacientes con EM. Una de las propuestas más innovadoras que han adquirido gran importancia son las terapias físicas basadas en la realidad virtual (VR), debido a que permiten la interacción y la retroalimentación sensorial de los pacientes a través de un ambiente de inmersión y seguro. Muchas de estas terapias utilizan sensores de captura de movimiento (MOCAP) para mejorar la interacción natural del paciente, promoviendo el movimiento como objetivo de la terapia usando los videojuegos interactivos. Este tipo de videojuegos conocidos como Exergames (un acrónimo de "ejercicio" y "juego"), han sido ampliamente investigados en terapia física y rehabilitación. Sin embargo, el análisis de movimiento lleva a cabo en sesiones de rehabilitación con Exergames se ha limitado a un simple análisis biomecánico del comportamiento angular por separado. El objetivo de esta tesis es validar el uso de un Exergame específicamente diseñado y desarrollado para la rehabilitación del equilibrio postural para pacientes con EM a través de un análisis biomecánico utilizando la teoría de los sistemas dinámicos (TSD). Esta teoría permite un análisis cinemático angular de varias articulaciones y sus interacciones durante la ejecución de un movimiento. Usando el sensor de Kinect, un dispositivo para registrar el movimiento no invasiva y de bajo costo, este trabajo presenta gráficamente los patrones de coordinación que participan en la tarea propuesta del Exergame tanto un paciente sano como trastorno neurológico leve. Llegamos a la conclusión que el análisis del movimiento humano a través de la TSD puede mejorar el análisis biomecánico convencional mediante la comprensión de las estructuras coordinativas motrices específicas y sus mecanismos subyacentes.

Palabras clave: *Kinect, análisis biomecánico, videojuego para la salud, sistemas dinámicos, captura de movimiento.*

1. DEFINICIÓN DEL PROBLEMA

Hoy en día existe gran evidencia de que los trastornos neurológicos son una de las mayores amenazas para la salud pública. Estos trastornos y sus secuelas afectan a mil millones de personas en todo el mundo de casi todas las edades y regiones geográficas (OMS, 2006). Uno de estos trastornos neurológicos, es la esclerosis múltiple (EM), la cual es una enfermedad progresiva y crónica caracterizada por la inflamación, desmielinización, daño axonal, y la formación de placas escleróticas dentro del cerebro y la médula espinal. La naturaleza progresiva de la enfermedad involucra diferentes lugares del sistema nervioso central (SNC), conllevando a la aparición de diversas deficiencias neurológicas (Wiles et al., 2001) y por ende un sin número de discapacidades motoras, sensoriales, cognitivas y comportamentales (Suárez-Escudero, 2014). Esta enfermedad posee una prevalencia de 1,1 a 1,5 millones en el mundo (Mathers, Fat, & Boerma, 2008), y en Colombia a pesar de que se ha catalogado como un país con una prevalencia baja se documenta una tasa de 4,98 personas con EM por 100,000 habitantes en algunos departamentos (Sánchez et al., 2000). En los últimos años se ha alertado que esta enfermedad se está presentando con mayor intensidad que años atrás (Radio Cadena Nacional, 2013). Pese a esto, no se puede negar que la EM está asociada con un proceso discapacitante a largo plazo y un significativo impacto tanto económico como social. Por ejemplo, se ha notado que los deterioros del equilibrio son los principales síntomas asociados a la fisiopatología de la EM, los cuales están presentes en el 20% de los pacientes, y en el 80% de los casos en las etapas crónicas de esta enfermedad (Cattaneo & Jonsdottir, 2009).

De acuerdo con Ashburn y Souza (1988), el equilibrio es definido como la integración de los sistemas visuales, sensoriales y vestibulares, lo que lleva a que las respuestas motoras en la EM sean principalmente deterioradas. Las placas en los nervios ópticos pueden causar ceguera, visión borrosa y diplopía. Las sensaciones de vértigo y de nistagmo están formadas por el efecto de tractos vestibulares. Las lesiones en forma ascendente pueden causar deformación en sentido de la vibración y la propiocepción. Y tanto la espasticidad como la debilidad muscular son factores adicionales que deterioran de alguna manera, la capacidad de equilibrio.

Como propuesta para afrontar estos problemas, los ejercicios físicos terapéuticos han sido esenciales en el progreso de la recuperación de los pacientes con habilidades deterioradas del control motor (Motl & Pilutti, 2012), comprendiendo que muchos factores contribuyen a la degradación del sistema de equilibrio en estos pacientes (Gill et al., 2001). Es por ello que la pérdida constante del equilibrio en pacientes con EM, se puede considerar como una característica de la que se derivan varios mecanismos emergentes de deterioro funcional como la coordinación de la postura y la marcha (Thoumie, Lamotte, Cantalloube, Faucher, & Amarenco, 2005). Debido a esto, las tecnologías en salud, y su evaluación, han merecido importante atención en los sistemas de salud, su impacto en todos los indicadores de desempeño y resultado son

inegables (Leonardo Cubillos, 2006). Específicamente las tecnologías de la información y la comunicación (TIC) ofrecen mecanismos muy apropiados para mejorar la calidad de vida de determinados grupos de población, gracias al desarrollo de herramientas cada vez más sofisticadas de comunicación y procesamiento de la información, transformándose en una ayuda fundamental para que ciertas discapacidades puedan ser conllevadas o superadas, posibilitando la accesibilidad a servicios de los que, de otra forma, se verían excluidas las personas con discapacidad (Nistal, 2014). Estas TIC han sido utilizadas en los procesos de rehabilitación, con el objetivo de restaurar o reentrenar aquellos procesos, capacidades o habilidades que puedan ser deficitarias como consecuencia de la discapacidad. En este contexto, las TIC pueden llegar a ser la clave para la implementación de nuevos métodos de restauración, destacando por ejemplo avances utilizando técnicas novedosas como la realidad virtual, con diferentes objetivos de intervención (Standen & Brown, 2005; Wilson, Foreman, & Stanton, 1997).

Precisamente en el campo de la interacción humano computador (IHC) existe una tendencia de desarrollar tecnologías que satisfagan las necesidades y objetivos humanos de alto nivel básico, denominando a este tipo de medios como tecnologías positivas (Riva, Banos, Botella, Wiederhold, & Gaggioli, 2012). Un ejemplo reciente de tecnologías positivas son los *Serious Games* o juegos serios como medio para promover oportunidades en el desarrollo y bienestar humano, para empoderar la calidad de la experiencia del usuario en 3 niveles: bienestar hedónico, bienestar eudaimónico y bienestar social. Influenciando experiencias tanto individual como interpersonales al consolidar emociones positivas, promover la participación, así como mejorando la integración social y la comunicación (Argenton, Schek, & Mantovani, 2014). Prueba de estas tecnologías positivas, son aquellos videojuegos serios creados para la promoción del ejercicio físico (*Exergames*) que han sido aquellas herramientas en procesos de rehabilitación y que han demostrado resultados favorables en el tratamiento de los deterioros del equilibrio en adultos mayores (Gil-Gomez, Llorens, Alcaniz, & Colomer, 2011; Van Diest, Lamothe, Stegenga, Verkerke, & Postema, 2013) y en pacientes con problemas neurológicos al facilitar la adherencia terapéutica de ciertos programas de rehabilitación postural (Ferraris et al., 2014; John E Muñoz, Chavarriaga, & Lopez, 2014; Saposnik et al., 2010)

En estos programas, se ha documentado a la *neurorrehabilitación* como disciplina que se fundamenta en la capacidad plástica que tiene el SNC para inducir cambios a través de los diferentes medios de interacción (Leon-Sarmiento, Bayona, & Bayona-Prieto, 2009). Uno de estos medios es la realidad virtual (RV), la cual ha ganado recientemente gran importancia en la rehabilitación de pacientes con disfunciones neurológicas motorices y cognitivas (Deutsch, Lewis, & Burdea, 2007). Las principales características de la RV como área tecnológica están dirigidas a permitir la interacción y la retroalimentación sensorial en los pacientes a través de un entorno virtual, al realizar ciertas actividades de acuerdo a una intensidad, dificultad y objetivos determinados a alcanzar (Bayón & Martínez, 2010). Esta área tecnológica ha sido de gran ayuda para que los profesionales de la salud puedan proporcionarle a sus pacientes un proceso de rehabilitación más agradable, mejorando su experiencia,

umentando la motivación y la adherencia a la terapia física en particular, lo cual se traduce en un mejor recuperación de la discapacidad afectada (Laver, George, Thomas, Deutsch, & Crotty, 2011; Monge Pereira et al., 2012). Se ha demostrado en muchos estudios que la RV tiene un rol beneficioso sobre el nivel de recuperación de los pacientes cuando son complementadas con las terapias tradicionales, en comparación a los programas que solo se enfocan en un método (Brichetto, Spallarossa, de Carvalho, & Battaglia, 2013; Eftekharsadat et al., 2015; Gil-Gomez et al., 2011).

Sin embargo, el personal de salud no posee los instrumentos y técnicas idóneas para realizar una valoración objetiva del desempeño del paciente, para que se brinden mediciones fiables que puedan traducirse fácilmente en información útil y sencilla, por lo que aún continúan usando herramientas que han sido validadas clínicamente a través de evaluaciones funcionales, pero que son mediciones relativamente subjetivas y sesgadas respecto a comportamientos motrices determinados, especialmente en la evaluación del equilibrio (Mancini & Horak, 2010). En adición a este problema no le es posible al personal de salud la implementación de cierto tipo de tecnologías que realicen una medición objetiva debido a su elevado costo y complejidad en su instalación, por lo que muchos de los estudios que se plantean con el uso de videojuegos serios y RV suelen arrojar resultados muy subjetivos y anecdóticos limitando los alcances de las investigaciones (Tanaka et al., 2012).

Como solución a este problema, se le ha prestado especial atención a los dispositivos ópticos y cámaras RGB las cuales hacen posible el desarrollo de un sin número de aplicaciones en el campo de la IHC, desde el área de los videojuegos hasta el área médica (Altilio, Liparulo, Panella, Proietti, & Paoloni, 2015), así mismo ha permitido que los datos sean extraídos por medio de una gama de dispositivos accesibles, de bajo costo y menos invasivos que otros dispositivos, facilitando los avances en áreas como la ingeniería biomédica y la fisiología computacional (Silva, Fairclough, Holzinger, Jacob, & Tan, 2015) y por supuesto un mayor estudio del movimiento humano a través de ciencias interdisciplinarias como la biomecánica (Bachynskyi, Oulasvirta, Palmas, & Weinkauff, 2014).

Adicionalmente, es necesario aplicar un marco de comprensión al estudio del movimiento humano que abarque el fenómeno desde su complejidad, ya que muchos marcos de comprensión que se utilizan actualmente en el estudio del movimiento humano no proporcionan la información necesaria para entender los patrones de movimiento anormales en pacientes con déficits osteomusculares y neuromusculares (Komar, Seifert, & Thouvarecq, 2015). Siendo oportuno que se explore un análisis dinámico del movimiento con el cual el profesional de la salud puede caracterizar mejor los patrones de movimiento anormales que subyacen a una determinada enfermedad (Spinelli, Wattananon, Silfies, Talaty, & Ebaugh, 2015).

Aprovechando estas nuevas y accesibles tecnologías, con el fin de impactar en el área de la rehabilitación física en pacientes deterioros de gran magnitud como lo ocurre con la EM, y teniendo en cuenta que el ambiente divertido de algunos videojuegos serios

como forma de hacer ejercicio físico, haciendo posible determinar de forma objetiva y dinámica el desempeño del paciente a través de un sistema de captura de bajo costo y portable, surge el siguiente cuestionamiento **¿ES POSIBLE VALIDAR UN EXERGAME A TRAVES DE UN ANÁLISIS BIOMECANICO DEL EQUILIBRIO USANDO LA TEORÍA DE SISTEMAS DINÁMICOS EN UN PACIENTE CON ESCLEROSIS MÚLTIPLE?**

2. JUSTIFICACIÓN

En Colombia, a pesar de su baja prevalencia el impacto económico de la EM es significativo. Por ejemplo se reportó que en el periodo 2002-2005 la EM fue el diagnóstico que representó el mayor valor recobrado al FOSYGA (Fondo de Solidaridad y Garantía) con un monto de cerca de \$ 28 mil millones de pesos anual en 1998, cerca de 19,5 millones de dólares del mismo año (un cifra cercana del 80% de lo que Colombia gastó en vacunas para el Programa Nacional de Inmunizaciones) (L Cubillos & Alfonso, 2005; Pinto & Castellanos, 2004). Esto hace que la EM sea catalogada como una enfermedad de “alto costo” en Colombia (David D., Medina P., & Martínez L, 2006), dado que alcanza valores que son al menos 75 veces superiores al valor de la prima de salud (UPC) per cápita: para 2008 el valor de cada UPC pagada fue de \$430.488 COP (\$218,9 USD).

Pero, parte de la preocupación de que la EM sea una enfermedad que represente un gasto económico muy alto más allá del impacto futuro de un producto en específico como fármacos, el interés de dicha preocupación debe centrarse en los costos y cantidad de servicios que deben prestar los profesionales en la salud por medio de las terapias que permitan mejorar en cierto grado la calidad de vida del paciente. Por ejemplo, Rosselli, Guillermo Ariza, Acosta, y Rueda (2012), lograron calcular a través de un modelo de impacto presupuestal, como la terapia física según la cantidad necesaria y según tarifas del Instituto de seguro social (ISS), se proyecta como el segundo gasto anual para pacientes con EM, por debajo de las pruebas de resonancia magnética (IRM). Y más allá de los costos de la terapia física, en muchas ocasiones los pacientes no se adhieren correctamente a la terapia, debido al alto impacto físico y emocional que repercute en una desmejora en la calidad de vida y productividad laboral (Gómez & Benavides, 2012), desertando y terminando inesperadamente con las sesiones de terapia física.

En este sentido la OMS (2003) le ha prestado especial atención a la adherencia definida como la medida en que el comportamiento de una persona sobre tomar un medicamento, seguir una dieta y/o generar cambios en el estilo de vida es correspondido con las recomendaciones acordadas de un proveedor de atención de la salud. Haciendo énfasis que la adherencia asegura de cierta manera que los pacientes reciban el máximo beneficio de su tratamiento y por ende asegurándose de que el tratamiento sea rentable. Por lo tanto, la no o mala adherencia al tratamiento puede dar lugar a malos resultados o el fracaso del tratamiento, y al aumento de los costos.

De acuerdo con Patti (2010), los estudios sobre la adherencia al tratamiento de la EM en la práctica clínica han demostrado que los pacientes son propensos a interrumpir el tratamiento en los primeros 6 meses después del inicio del mismo. Las tasas de deserción durante los primeros 6 meses de tratamiento han sido reportadas en un rango de 9% a 20% (Mohr et al., 1996; Tremlett & Oger, 2003), y aunque la deserción a un determinado tratamiento de la EM puede ocurrir en cualquier momento, en un estudio de pacientes con EM de tipo remitente-recurrente, con un seguimiento medio

de duración de 4,2 años, el 46% de los pacientes interrumpió el tratamiento a lo largo del estudio (Portaccio, Zipoli, Siracusa, Sorbi, & Amato, 2008).

Por ende, las tasas de interrupción del tratamiento tanto en ensayos clínicos aleatorios (ECA) como en otro tipo de investigaciones tienden a ser algo más baja que en la práctica clínica, quizás reflejando el hecho de que los pacientes incluidos en los ECA reciben un seguimiento más exhaustivo de lo que es habitual en la práctica clínica. Debido a esto, los ECA recientes han empezado a emplear estrategias de promoción para minimizar los efectos adversos y asegurar el cumplimiento de los pacientes con el tratamiento. Sin embargo, no existe una estrategia de promoción estándar en ECA que estandarice las medidas de resultados en las investigaciones causando que las tasas de adherencia difieran entre estudios (Patti, 2010), por lo que los hallazgos reportados en la literatura sobre programas de terapia física en EM aún no tienen medidas de resultado consistentes respecto a tasas de adherencia y otro tipo de resultados en los grupos de intervención (Campbell et al., 2016; Motl, 2014), haciendo que la evidencia científica no sea suficientemente fuerte.

Ahora bien, con la reciente proliferación de la telemedicina junto con la ubicuidad de las computadoras personales, teléfonos móviles y otros dispositivos de comunicación inalámbrica que han desencadenado el desarrollo de una variedad de métodos basados en la tecnología para evaluar, monitorear la adherencia a un determinado tratamiento (Bryant Howren, Van Liew, & Christensen, 2013). Una de estas tecnologías, son los sistemas de RV que proporcionan una forma de rehabilitación más agradable para los pacientes, y muy útil para el personal de la salud al proveer datos objetivos del paciente (Annema, Verstraete, Abeele, Desmet, & Geerts, 2013). El éxito de estas tecnologías radica en el ambiente interactivo y lúdica que mejora la experiencia del paciente, aumenta la motivación y por ende se espera una mejor adherencia al tratamiento, lo que se traduce en un mejor recuperación (Laver et al., 2011; Monge Pereira et al., 2012).

De acuerdo con los hallazgos reportados en el estudio de Eftekharsadat et al. (2015), se sugiere que los programas de entrenamiento del equilibrio basado en RV son efectivos y exitosos al mejorar el rendimiento del equilibrio de los pacientes con EM de acuerdo a los resultados respecto al número de caídas que se presente después de la administración de este tipo de tratamientos y las pruebas clínicas de estabilidad postural. Sin embargo, se hace necesario conocer la dosificación adecuada para este tipo de programas de intervención con ejercicio físico en pacientes con EM. De acuerdo a las guías creadas por Latimer-Cheung et al. (2013) se recomienda que personas adultas con EM quienes tengan un rango de discapacidad leve a moderada, deben cumplir con al menos 30 minutos de actividad aeróbica de intensidad moderada y ejercicios de fortalecimiento de los grandes grupos musculares dos veces a la semana, para lograr una reducción significativa de la fatiga, y mejorar tanto la movilidad y los componentes saludables relacionados con una mejor calidad de vida.

Por lo tanto, para hacerle frente al fenómeno de la poca o mala adherencia de los pacientes con EM frente al realizar ejercicio físico, se han planteado diferentes marcos

teóricos comportamental y estrategias para promover el ejercicio físico, uno de estos es conocido como la teoría cognitiva social (TCS), la cual se sustenta en la autoeficacia (como la creencia de sí mismo en realizar con éxito una tarea) demostrada como un factor determinante respecto a la adopción y mantenimiento de programas de ejercicio físico (Edward McAuley & Blissmer, 2000). En cierto estudio, se informó que independientemente de la condición de tratamiento, los pacientes con EM que tenían un mayor sentido de autoeficacia respecto al ejercicio físico, fueron los que más reportaron un nivel de disfrute mostrando significativamente una mayor adherencia con el programa de ejercicios físicos (E McAuley et al., 2007).

Por ello, futuras intervenciones deben facilitar la adherencia a largo plazo y cambios de comportamientos positivos frente al fenómeno del ejercicio físico, con el ánimo de sugerir programas de intervención sostenibles con el tiempo (Coote et al., 2014). Un caso particular es el programa titulado con el acrónimo en inglés GEMS (Guías para el ejercicio físico en personas con EM) propuesto por Adamson, Learmonth, Kinnett-Hopkins, Bohri, y Motl (2016), que basado en un ensayo clínico aleatorio (ECA) y bajo el enfoque de la TSC buscan investigar la eficacia y viabilidad de un programa de entrenamiento físico remoto con base a las guías de ejercicio físico anteriormente descritas.

Y en propuesta a esto, el uso de videojuegos en rehabilitación física ha sido una modalidad terapéutica emergente y realmente prometedora para diferentes poblaciones neurológicas. Y aunque la mayoría de la evidencia se basa en estudios pilotos y de factibilidad, próximas intervenciones deben emplear diseños más rigurosos y tratar de desarrollar protocolos con videojuegos que sean equivalentes a los enfoques convencionales de rehabilitación (Ravenek, Wolfe, & Hitzig, 2015). Por otra parte, el potencial de esta tecnología ha ayudado a motivar y desafiar clientes pueden servir para aumentar la adherencia a la rehabilitación, y en última instancia resultar en mejores resultados (Forsberg, Nilsagård, & Boström, 2014). Debido a esto, la industria informática y de videojuegos ha creado nuevas tecnologías domésticas y de bajo costo para la captura de movimientos humanos, lo cual abre nuevas posibilidades de combinar videojuegos y análisis biomecánicos (De Rosario Martínez et al., 2013). Particularmente, dentro del contexto de la animación digital y los **videojuegos serios para la salud** (*Serious games for health*) se encuentran los **videojuegos para el ejercicio físico** (*Exergames*), los cuales pretenden estimular la movilidad del cuerpo entero mediante el uso de ambientes interactivos que simulan sensaciones virtuales de presencia, convirtiéndose así en el enfoque tecnológico de actividad física que suple necesidades evidenciadas en los usuarios al momento de hacer ejercicio físico, estimulando a través del juego y la competencia (Trujillo, Muñoz, & Villada, 2013). Por ello, estos *Exergames*, se han convertido en herramienta muy poderosa para gamificar o ludificar un determinado comportamiento, entendido el término gamificar como el uso de la mecánica, las técnicas de diseño, la estética y el pensamiento del juego para mejorar la experiencia y participación de un grupo de personas en contextos no lúdicos, como las terapias de rehabilitación (Deterding, Sicart, Nacke, O'Hara, & Dixon, 2011). A pesar de su uso extensivo en terapias para pacientes con EM (Bricchetto et al., 2013; Forsberg et al., 2014; Goble, Cone, & Fling, 2014; Guidi, Giovannelli, & Paci, 2013;

Mousavi Hondori & Khademi, 2014; Y. E. Nilsagård, Forsberg, & von Koch, 2013; Prosperini et al., 2014; Prosperini et al., 2013; M. J. Taylor & M. Griffin, 2014; Thomas et al., 2014), a menudo se desconocen los mecanismos por medio de los cuales, éste tipo de videojuegos tienen efectos positivos sobre problemáticas específicas como el equilibrio postural o la fuerza (Lim, Kim, Jung, Jung, & Chun, 2015; van Diest et al., 2014). Por lo tanto la presente investigación, apunta a estudiar a través del análisis biomecánico el equilibrio postural como uno de los diferentes fenómenos dinámicos que suceden durante una sesión de rehabilitación asistida con un *Exergame*.

Aunque este tipo de soluciones suelen ser costosas, el uso de sistemas de captura de movimiento de bajo costo como el sensor Kinect, en conjunto avanza en los campos de la computación gráfica, han permitido un acceso más masivo al área de la RV con fines terapéuticos (C.-Y. Chang et al., 2012; Pogrzeba, Wacker, & Jung, 2012). Por lo que los hallazgos derivados de esta tesis, pretenden esclarecer como a través de tecnologías interactivas de bajo costo los procesos de rehabilitación en pacientes con EM pueden generar una mayor adherencia, facilitando y complementando la labor del profesional en salud, clarificando el rol de la cuantificación del movimiento humano con metodologías de análisis que permitan un entendimiento dinámico y sincronizado de los mecanismos de acción de los *Exergames* en el equilibrio postural de pacientes con EM.

3. OBJETIVOS

3.1. OBJETIVO GENERAL

- Validar el uso de un *Exergame* en la rehabilitación del equilibrio postural en pacientes con EM a través de un análisis biomecánico usando la teoría de sistemas dinámicos.

3.2. OBJETIVOS ESPECIFICOS

- Establecer los parámetros iniciales de intervención de un *Exergame* en procesos de rehabilitación del equilibrio postural en pacientes con esclerosis múltiple.
- Diseñar y desarrollar de manera conjunta con HCI Group, un *Exergame* para la rehabilitación del equilibrio postural en pacientes con EM.
- Diseñar un protocolo de intervención y evaluación mediante el uso de un *Exergame* en terapias de rehabilitación con el sensor Kinect.
- Evaluar el equilibrio postural usando la teoría de sistemas dinámicos mediante un *Exergame* en un paciente con esclerosis múltiple.

4. MARCO REFERENCIAL

4.1. MARCO CONTEXTUAL

En vista del contexto expuesto en la justificación de este documento y teniendo en cuenta los costos que tiene la EM en Colombia, además de los trámites burocráticos evidenciados también en América Latina en cuanto a la entrega de algunos medicamentos (en especial INF β o Interferón beta) por parte de los sistemas de salud (Tan, Cai, Agarwal, Stephenson, & Kamat, 2011), se crea la necesidad que todo ciudadano colombiano o en nuestro caso paciente, exija el derecho fundamental a la atención en salud, y más aún cuando una de las características más relevantes del Estado social de derecho es buscar la defensa de quienes por su condición de debilidad e indefensión pueden verse discriminados o afectados por acciones del Estado o de particulares. Las pacientes con discapacidad tradicionalmente se han considerado sujetos vulnerables, y en consecuencia, merecen protección (Defensoría del pueblo de Colombia, 2014).

El Ministerio de la Protección Social (MPS) de Colombia ha definido las tecnologías en salud como el conjunto de medios técnicos y de procedimientos puestos a disposición por la ciencia, la investigación y los operadores del sector salud para sus elecciones de prevención, diagnóstico, tratamiento y rehabilitación (Ministerio de la protección social, 2004). Por consiguiente, existe en nuestro país, la siguiente normatividad legal que permite que las personas con discapacidad alguna logren consolidar sus derechos.

- El Artículo 47 de la Constitución Política Colombiana de 1991 establece que el Estado adelantará una política de previsión, rehabilitación e integración social para los disminuidos físicos, sensoriales y síquicos, a quienes se prestará la atención especializada que requieran (Constitución Política de Colombia, 1991).
- El Artículo 361 de la Constitución Política Colombiana de 1991, en su Artículo 5 establece la necesidad de reconocer públicamente a las personas con discapacidad como titulares de derechos, exponiendo de manera clara la necesidad de establecer mecanismos para identificar sus potenciales necesidades que los hacen destinatarios de múltiples programas de inclusión en diferentes ámbitos de la vida social (Constitución Política de Colombia, 1991).
- Ley 361 de 1997 por medio de la cual se determina el conjunto de derechos de las personas en situación de discapacidad y establece intervenciones a nivel de prevención, educación y rehabilitación, integración laboral, bienestar social y, accesibilidad para las personas con discapacidad (Ley 361 de 1997, 1997).
- Ley 1145 de 2007 por medio de la cual se organiza el Sistema Nacional de Discapacidad y se encarga de apoyar la gestión territorial en discapacidad para la formulación de políticas territoriales y la ejecución de planes de acción, que sirven como instrumentos para la inclusión social de la población con discapacidad (Congreso de la república, 2007).
- Ley 1346 de 2009 por medio de la cual se aprueba la convención sobre los Derechos de las personas con Discapacidad”, adoptada por la Asamblea

General de la Naciones Unidas el 13 de diciembre de 2006 (Congreso de la república, 2009).

- El Plan Nacional de Desarrollo “Prosperidad para todos” 2010 -2014 expedido por la Ley 1450 de 2011, en su artículo 176 ordena diseñar la política pública de discapacidad, con el mandato para el Estado, de desarrollar las acciones para la prevención, la rehabilitación y la integración de la población afectada por cualquier tipo de discapacidad, a fin de brindar oportunidad de inclusión social (Congreso de la república, 2011).
- El documento CONPES 166 de 2013 aprobado por el Gobierno Nacional, en cabeza del Ministerio de Salud y Protección Social como ente rector del Sistema Nacional de Discapacidad y coordinador de la Política de Discapacidad tiene como objetivo garantizar el goce pleno, y en condiciones de igualdad, de todos los derechos humanos y libertades fundamentales de las Personas con Discapacidad, a través del fortalecimiento de la implementación de la Política Pública Nacional de Discapacidad e Inclusión Social (Departamento nacional de planeación, 2013).
- La ley 1618 de 2013 estatutaria tiene como objeto garantizar y asegurar el ejercicio efectivo de los derechos de las personas con discapacidad, mediante la adopción de medidas de inclusión, acción afirmativa y de ajustes razonables y eliminando toda forma de discriminación por razón de discapacidad, en concordancia con la en concordancia con la Convención sobre los Derechos de las Personas con Discapacidad (Congreso de la república, 2013).

Además de la siguiente normatividad, es importante resaltar un caso especial en la academia, como lo es el programa de ingeniería Biomédica del convenio EIA (Escuela de ingeniería de Antioquia) CES (y la universidad CES de Medellín) el cual ha buscado, desde sus comienzos, fortalecerse en el área de Biomecánica e Ingeniería en Rehabilitación al involucrar desde el principio a sus estudiantes, docentes y directivos, no sólo en proyectos de investigación formativa y aplicada, sino también en entes que permitan establecer políticas públicas y privadas para mejorar la calidad de vida de las personas en situación de discapacidad (Torres, Diaz, García, & Toro, 2007).

4.2. MARCO TEORICO

4.2.1. Esclerosis múltiple y equilibrio postural

Según la sociedad nacional de esclerosis múltiple de estados unidos de américa, la EM es una enfermedad crónica y a menudo discapacitante que ataca el sistema nervioso central (encéfalo y medula espinal), se cree también que también es una enfermedad inmuno-mediada, ya que el sistema inmunológico de la persona ataca a la mielina de las fibras nerviosas que protegen el sistema nervioso central. Por ello, la progresión, severidad y síntomas pueden variar entre diferentes personas y son impredecibles, lo que hace que existan periodos de síntomas activos de la enfermedad, conocidos como exacerbaciones o ataques donde la persona sufre recaídas con diferentes síntomas. Aunque no existe una cura definitiva para esta enfermedad, existen fármacos que retrasan la aparición de estos síntomas y con ayuda de diferentes enfoques de

rehabilitación pueden ayudar a retrasar la discapacidad generada (National MS Society, 2014).

Un reciente meta análisis realizado sobre el número de caídas reportadas en personas con EM en países como Australia, Suecia y el Reino Unido (n=537) países con mayor prevalencia de EM a nivel mundial, encontró que el 56% de las personas tuvo al menos una caída, y el 37% dos o más caídas en un periodo prospectivo de 3 meses (Y Nilsagård et al., 2014). Además, de los que caen, más del 50% sufren lesiones relacionadas con caídas que requieren atención médica (Peterson, Cho, von Koch, & Finlayson, 2008). Como consecuencia a este riesgo aumentado, muchas personas con EM, reportan que el miedo a caer puede limitar las actividades diarias (Peterson, Cho, & Finlayson, 2007), y afectar negativamente su calidad de vida. Por lo que un control del equilibrio deteriorado será el factor de riesgo más importante respecto al miedo a caer en personas con EM (Finlayson, Peterson, & Cho, 2006; Kasser, Jacobs, Foley, Cardinal, & Maddalozzo, 2011; Matsuda et al., 2011), caracterizado por una oscilación postural exagerada en el equilibrio postural o de pie, repuestas retrasadas respecto a estímulos posturales, y una habilidad reducida hacia los límites de estabilidad, junto con otros síntomas frecuentes que conducen a una inestabilidad postural (Ver FIGURA 1).

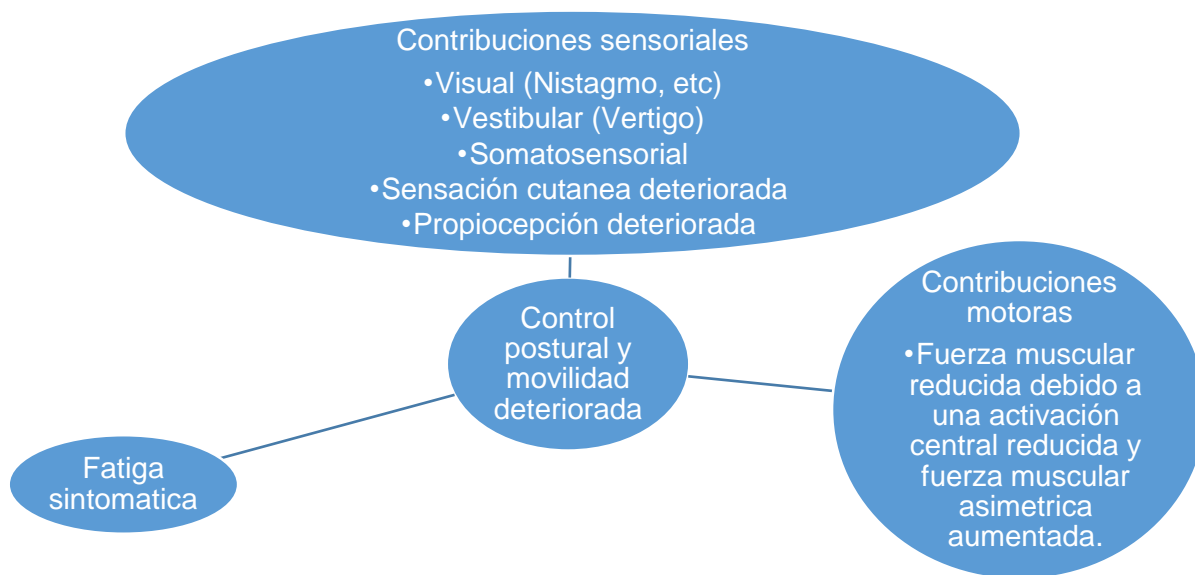


FIGURA 1. Contribución de los diferentes subsistemas a problemas de inestabilidad postural y movilidad en EM. Adaptado de (van Emmerik, Jones, Busa, Remelius, & Averill, 2014).

Por lo que los diferentes mecanismos que causan la enfermedad y que subyacen a los deterioros del equilibrio, plantean numerosos retos terapéuticos en el tratamiento de pacientes con EM (Cameron & Lord, 2010). Sin embargo, los deterioros del equilibrio dependen principalmente de procesos específicos de reorganización del sistema del

control postural y déficits de integración central en la EM (Cameron, Horak, Herndon, & Bourdette, 2008; Cameron & Lord, 2010; Cattaneo & Jonsdottir, 2008; Corradini, Fioretti, Leo, & Piperno, 1997; Horak, 2006; Ylva Nilsagård, Denison, Gunnarsson, & Boström, 2009), y en muchas ocasiones los tratamientos farmacológicos aprobados para pacientes con EM solo se limitan a controlar el proceso inflamatorio, disminuir la tasa de recaídas en cierto periodo de tiempo, o aliviar los síntomas que se manifiestan por causa de estos procesos neurodegenerativos (Zeller & Classen, 2014).

Horak (2006), describió el contexto en el cual las tareas del equilibrio afectan a los mecanismos que regulan el equilibrio postural en diferentes variables (Ver FIGURA 2). En EM, varias investigaciones han demostrado que los deterioros del equilibrio son el resultado de un diverso conjunto de las restricciones a través de múltiples contextos del control postural (Cameron & Lord, 2010; Jacobs & Kasser, 2012a, 2012b).



FIGURA 2. Marco del sistema para el control postural y sus dominios. Adaptado de (Horak, 2006).

Por ello, se han propuesto estrategias de rehabilitación para los deterioros en el equilibrio incluyen entrenamiento de la marcha, asistencia de ayudas técnicas para la movilidad y modificaciones del entorno para la prevención de caídas. Aunque todas estas alternativas ofrecen opciones de tratamiento viables para mejorar el equilibrio, el

ejercicio físico se aprecia cada vez más como un complemento importante para la gestión de la rehabilitación de la EM (Beer, Khan, & Kesselring, 2012), sobre todo en términos de mejora de los deterioros del equilibrio, optimizando el funcionamiento diario, y el aumento de la participación a través de diversos contextos de la vida.

4.2.2. Realidad virtual en rehabilitación motriz.

La utilización de las nuevas tecnologías ha crecido de forma exponencial en los últimos años, por ejemplo el auge de las nuevas tecnologías es un hecho y podríamos afirmar que estos avances han mejorado nuestra calidad de vida. Las TIC han llegado prácticamente a todos los ámbitos de nuestras vidas. Estos avances tecnológicos se han introducido también en muchos campos científicos (Botella et al., 2007). Uno de estos avances es la RV, la cual es definida como una simulación interactiva por computadora, la cual detecta el estado y las acciones del usuario sustituyendo o aumentando la cantidad de información sensorial, de manera en que el usuario tenga la sensación de estar inmerso en dicha simulación (Mihelj, Novak, & Beguš, 2014). Por lo tanto, la inmersión y la interacción son dos aspectos fundamentales de la RV (Klinger, Marié, & Fuchs, 2006) que pueden ser aprovechados a niveles sensorio motriz, cognitivo y funcional. La interacción en tiempo real está garantizada cuando los usuarios no reciben ningún retraso o latencia, entre sus acciones motoras y las respuestas sensoriales dentro del entorno virtual, y así mismo, la inmersión depende de la forma en que los sentidos de los usuarios se complementan con información procedente del mundo virtual, lo cual depende de la calidad del rendimiento de la tecnología. En general, los sistemas en RV son comúnmente clasificados de acuerdo al tipo de estímulo visual que le proporcionan al usuario, la presencia o ausencia de la retroalimentación sensorial y la modalidad usada para registrar los datos del usuario (Adamovich, August, Merians, & Tunik, 2009).

Recientemente, las tecnologías en RV han empezado a ser utilizadas como un herramienta de valoración y tratamiento en rehabilitación tanto motriz como cognitiva. La razón del uso de la RV está basado en el número de atributos únicos de esta tecnología, al ofrecerle al usuario un ambiente seguro y ecológicamente válido que genera experiencias motivadoras y agradables, midiendo objetivamente el desempeño del paciente y logrando que puedan estandarizarse a través de la RV, con protocolos de intervención en diferentes poblaciones según la complejidad de la tarea a realizar (Weiss, Kizony, Feintuch, & Katz, 2006). Sin embargo, existen aún incongruencias entre los investigadores y desarrolladores en RV, en el uso de términos y otro tipo de conceptos metodológicos para llevar a cabo una propuesta en RV.

Levac y Galvin (2013), recomiendan que en primer lugar no se debe asumir que la herramienta es la terapia. En segundo lugar, tanto investigadores como desarrolladores en RV deberían utilizar la etiqueta "terapia basada en RV" cuando describen las intervenciones que involucren al profesional de la salud en la implementación de sistemas de RV. Por último, el uso de esta etiqueta sugiere que se enfatice en describir y evaluar los roles de los terapeutas dentro de la investigación en RV y en el desarrollo de métodos para enseñarles a estos a usar herramientas de RV, con el propósito de

transferir las ganancias obtenidas de la terapia basada en RV hacia el mundo real. De este modo, la intersección de una herramienta promisorio como la RV junto con las capacidades del profesional de la salud, podrán generar evidencias científicas de mayor calidad mejorando las medidas de resultados en rehabilitación física.

En rehabilitación física, la caracterización del comportamiento motor es importante para determinar cómo el usuario interactúa con el entorno virtual. Se define como validez del comportamiento motor, a aquellos movimientos que son realizados con patrones de movimiento espacio-temporales, patrones de activación muscular y fuerzas interarticulares similares como se realizan en un entorno físico. Se han clasificado en categorías de comportamiento motor, existen dos categorías relacionadas con la producción del movimiento, como lo son la ejecución (Da a entender que tan bien el efector final llega a realizar la acción a la posición deseada) y la calidad (Describe los patrones de movimiento que subyacen en el punto final del movimiento) (Levin, Kleim, & Wolf, 2008), y una tercera categoría describe las medidas alternativas o sustitutas del movimiento que proporcionan fuentes adicionales de validez como biomarcadores de rendimiento más allá de los descritos por la cinemática (Ver TABLA 1).

TABLA 1. Categorías del comportamiento motor usados en la validación de entornos virtuales. Tomado de (Levin, Deutsch, Kafri, & Liebermann, 2014).

Ejecución del movimiento	Calidad del movimiento	Medidas sustitutas del movimiento
Rectitud del movimiento	Rango de movimiento articular	Gasto de energía
Suavidad del movimiento	Coordinación interarticular	Correlaciones neurales
Precisión del movimiento	Señales electromiográficas	
Velocidad del movimiento		
Variabilidad del movimiento	Fuerzas y torques	

Y son estos biomarcadores del rendimiento lo que nos permiten determinar si el tratamiento fue eficaz o no, si se lograron los cambios necesarios o no. Por ejemplo, para validar qué tan suave se ejecuta un movimiento en un entorno virtual es necesario estudiar el nivel de coordinación interarticular presente en el movimiento (Levin et al., 2014). Sin embargo, estas medidas de resultado necesitan estandarizarse desde el entorno virtual al entorno real.

Weiss et al. (2006), presentan un modelo que utiliza los conceptos de la Clasificación internacional del funcionamiento de la discapacidad y de la salud (CIF) de la OMS, para orientar el uso de la RV en la rehabilitación. El modelo ilustra que el objetivo de la utilización de la RV en la rehabilitación es ayudar al usuario en la obtención de la función de la independencia en el mundo real. Las características o factores del entorno virtual las cuales pueden ser barreras o facilitadores, interactúan con las características personales del usuario para determinar el desempeño de tareas en el entorno virtual, al indicar que el profesional de la salud desempeña un papel clave en la facilitación de la fase de transferencia de la ejecución de tareas dentro del entorno

virtual en el desempeño ocupacional o rendimiento del trabajo en el mundo real (Ver FIGURA 3).

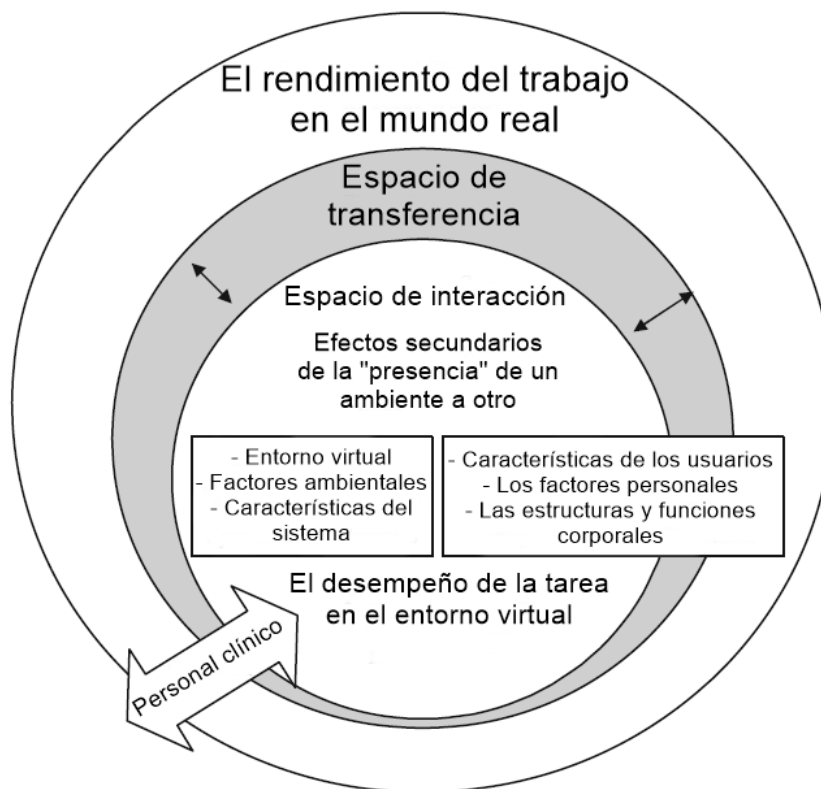


FIGURA 3. Modelo de rehabilitación basado en realidad virtual dentro del contexto de la terminología de la clasificación internacional. Adaptado de (Weiss et al., 2006).

Finalmente, para lograr un empoderamiento dentro de entornos virtuales, Timmermans, Seelen, Willmann, y Kingma (2009) enfatizan que los enfoques efectivos de rehabilitación deben proporcionar un entrenamiento orientado a tareas, una retroalimentación individual, ejercicios adaptados a objetivos, repetición frecuentes de los movimientos, escenarios de juegos divertidos y tanto las intervenciones como el proceso de retroalimentación lo más individualizado posible. Para lo cual es necesario entender los mecanismos subyacentes del aprendizaje motor en cada usuario.

Como se ha discutido, el objetivo primordial de un proceso terapéutico motriz es ayudar al sujeto a retornar al rendimiento funcional de las actividades de la vida diaria a través de la adquisición de nuevas habilidades motrices y la recuperación o compensación de las habilidades motrices deterioradas o perdidas (Levac & Svestrup, 2014). Es el profesional de la salud el encargado de promover el aprendizaje motor, el cual se definió según Schmidt y Lee (2011), como el conjunto de procesos internos asociados a la práctica o la experiencia que conllevan a cambios relativamente permanentes en la capacidad para una habilidad motriz. Este conjunto de procesos fomentan la retención a largo plazo, transferencia y generalización de las habilidades aprendidas en la terapia

basada en RV para su puesta en práctica dentro de las actividades de la vida diaria. Se destacan cuatro variables fundamentales relacionadas con el aprendizaje motor: la práctica, re-alimentación, motivación y aprendizaje observacional (Ver TABLA 2).

TABLA 2. Resumen de los atributos principales de las variables del aprendizaje motor en la RV. Tomado de (Levac & Sveistrup, 2014).

Variable	Atributo principal
Aprendizaje observacional	El usuario puede verse como está ejecutando la tarea (relación entre la imaginación motora y la cognición con el cuerpo).
Practica: cantidad, especificidad y significado de la tarea.	Validez ecológica del entorno para realizar movimientos repetitivos y medibles.
Retroalimentación aumentada	Estímulos visuales, táctiles o sonoros que le permiten conocer al usuario su comportamiento.
Motivación	El usuario aprovecha las propiedades intrínsecas del juego (como se analizará más adelante).

Basados en estos principios, las terapias basadas en RV pueden aprovechar la capacidad de reorganización funcional del SNC y mediar en la recuperación a través de un mecanismo conocido como plasticidad cerebral (como se analizara en los siguientes párrafos). Para ello, se han establecido pautas para que los profesionales de la salud optimicen un mejor aprendizaje motor a los pacientes al implementar terapias basadas en RV, para lo cual se debe 1) Familiarizarse con el sistema de RV a utilizar, 2) Consultar evidencias de su uso y beneficios en la literatura científica, 3) Considerar a su paciente como un cliente potencial, 4) Proponer los objetivos de uso de la RV con el paciente de acuerdo a los niveles de la CIF, 5) Enfatizar que el paciente adquiere un mayor aprendizaje que rendimiento, 6) Ser consciente de las características que cubren los sistemas de RV comercialmente disponibles y elegir el adecuado 7) Añadir adaptaciones terapéuticas que permitan la transferencia y generalización de los objetivos a alcanzar 8) El sistema a implementar debe ser adaptable al progreso del paciente 9) Configurar de manera remota el sistema para que permita monitorear al paciente y evaluar sus resultados, en casa por ejemplo (Levac & Sveistrup, 2014).

Sin embargo, es importante asegurar la transferencia del aprendizaje motor a través del óptimo nivel de la tarea, sabiendo que el aprendizaje de una habilidad puede determinar si ha sido dominada o no (Song, 2009; Vendituoli, 2008). Tal función de aprendizaje describe el grado de éxito alcanzado durante un período de entrenamiento, por ejemplo un puntaje en un periodo de tiempo (Singer, 1982). Cuando se alcanza cierto grado de maestría en la habilidad se espera un aumento gradual en el rendimiento acompañado de una reducción en la variabilidad respecto a la ejecución de la habilidad (Adi-Japha, Karni, Parnes, Loewenschuss, & Vakil, 2008). Este fenómeno ha empezado a caracterizarse mediante las “curvas de aprendizaje” o mejor llamadas curvas de entrenamiento de habilidades motrices, como un método de realimentación de las habilidades que va aprendiendo el usuario, y que están asociadas en el mundo

de los videojuegos al puntaje que obtiene el usuario en una determinada tarea, debido a que esta curva es única para cada sujeto y para una habilidad en particular (Magill, 1993; Singer, 1982; Smith & Lee, 2005). A pesar de que existe evidencia que demuestra la utilidad de los videojuegos para mejorar las variables relacionadas con la salud, todavía existe información escasa sobre el tiempo que le toma a una persona en aprender a jugar a un videojuego, y otro tipo de características relacionadas como el nivel de retención motriz, etc (Santamaría-Guzmán, Salicetti-Fonseca, & Moncada-Jiménez, 2015).

Otro beneficio sustancial de la RV en el campo de la rehabilitación hace referencia a la plasticidad cerebral, definida como la propiedad intrínseca que posee el SNC de cada individuo para adaptarse tanto estructural como funcionalmente en respuesta a un estímulo externo, cambios ambientales o lesiones de carácter neurológico (Pascual-Leone, Amedi, Fregni, & Merabet, 2005). Mientras en individuos sanos la plasticidad representa las bases del desarrollo, aprendizaje y memoria del cerebro, en la EM la plasticidad abarca todo tipo de eventos moleculares, sinápticos y celulares inclusive el proceso de reorganización de la corteza cerebral o fibras de estas que han resultadas deterioradas después de un daño agudo o crónico (Zeller & Classen, 2014). Por lo tanto, las terapias que promueven la capacidad innata del SNC para compensar la disfunción que resulta de una lesión cerebral, pueden ser altamente benéfica para los pacientes con EM, de lo cual existen pruebas suficientes que demuestran su eficacia para ser parte integral de procesos de evaluación e intervención terapéuticas a futuro (Cheung, Tunik, Adamovich, & Boyd, 2014). Futuras investigaciones en el campo del aprendizaje motor deben enfocarse en establecer las estrategias más apropiadas para optimizar el proceso de rehabilitación a través del mecanismo de plasticidad cerebral. Elaborando criterios de valoración estandarizados, válidos y fiables para evaluar la eficacia de los procesos en rehabilitación, con el fin de determinar, **¿Qué tipo de medidas logran detectar de manera efectiva los cambios en la plasticidad cerebral de un paciente después de un entrenamiento dirigido a mejorar el aprendizaje motor?** (Prosperini, Piattella, Giannì, & Pantano, 2015).

4.2.2.1. Videojuegos para la salud

Antes de entender el concepto de videojuego, es importante conocer su origen y la importancia del concepto del juego, principalmente en el contexto del ejercicio físico. De acuerdo con Shaw, Gorely, y Corban (2005), el juego es aquel comportamiento de carácter divertido con la finalidad de divertirse y disfrutar la actividad sin ninguna finalidad utilitaria. Con este concepto en mente, enumeran cuatro razones del porque la gente juega: en primer lugar, el juego le ayuda a la persona a relajarse y a recuperarse, en segundo lugar, el juego puede utilizarse como mecanismo de autocontrol, en tercer lugar, porque el juego es una oportunidad para practicar y aprender nuevas habilidades y por último, el juego puede ser importante para reducir la ansiedad de enfrentarse a ciertos temores en un ambiente seguro. De esta manera, el juego toma forma cuando la competencia está involucrada en la actividad. Por lo tanto, definen al juego como cualquier forma de competición lúdica cuyo resultado está determinado por la destreza física, estrategia o azar (*Ver FIGURA 4*).

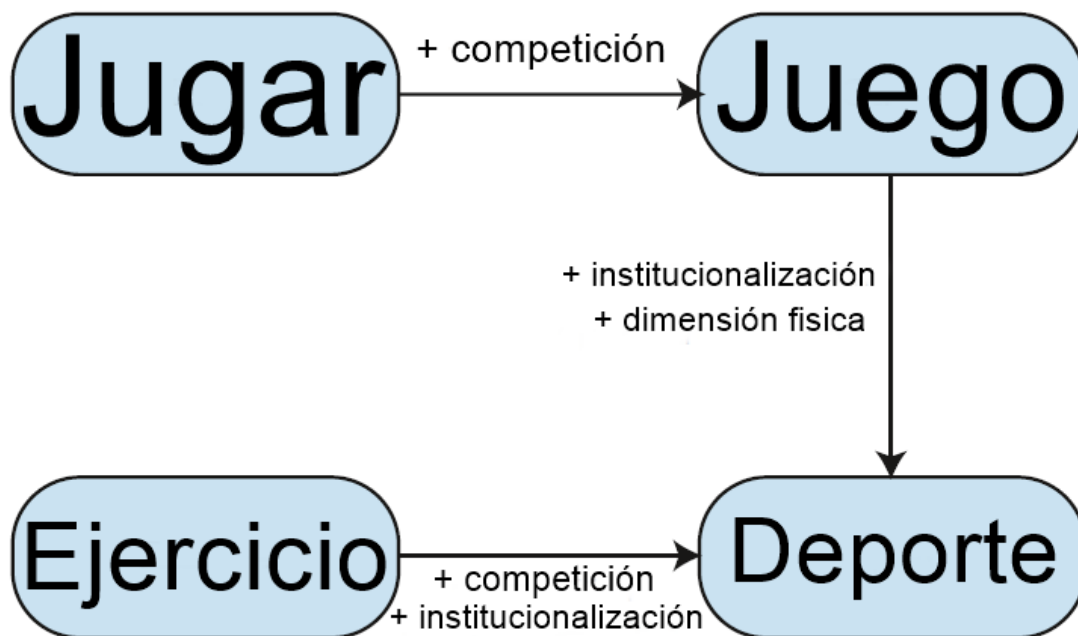


FIGURA 4. Tipos de actividades físicas según (Shaw et al., 2005). Tomado de (Nijholt, Pasch, van Dijk, Reidsma, & Heylen, 2011).

Es innegable reconocer que el juego ha sido un elemento importante del ser humano en toda la historia de la humanidad, un ejemplo a consideración es la expansión del mercado de los juegos de video o videojuegos al principio de este milenio, y como aspecto revolucionario de este fenómeno se destaca el hecho de que se crearan nuevas plataformas de videojuegos a través de teléfonos celulares, tabletas y/o consolas sin necesidad de usar comandos tradicionales de juego. Como consecuencia de esta revolución estos videojuegos fueron aceptados en poblaciones nuevas (como adultos) gracias su forma de interacción, y por ser y llegar a ser más que un simple entretenimiento (Pirovano M., 2015). Por lo que, tanto investigadores como desarrolladores de diferentes campos científicos se han realizado la siguiente pregunta, **¿Es posible utilizar videojuegos para algo más que entretenimiento?** Como respuesta, surgió el concepto de *Serious Games* o juegos serios, los cuales se han definido como aquella competencia mental realizada a través de la interacción con un computador de acuerdo a ciertas reglas, a través de la práctica sistemática para promover un entrenamiento empresarial o gubernamental, un objetivo educativo o de salud, una política pública o un cambio de comportamiento (Zyda, 2005). Con este concepto en mente, nació el proyecto **“Games for Health”** (<http://gamesforhealth.org/>) el cual logró enmarcar una taxonomía para la categorización de los juegos para la salud, permitiendo distinguir los diferentes tipos de videojuegos usados para el cuidado y bienestar de un paciente (Sawyer & Smith, 2008). Cabe resaltar que dentro de esta taxonomía, suelen usarse extranjerismos del idioma inglés y términos combinados para describir diferentes tipos de videojuegos. Ahora bien, una dimensión alternativa interesante acerca de esta taxonomía descrita de los G4H, en la cual se describen 3

áreas de impacto como lo son el área de salud física, salud mental y salud social/emocional según (McCallum, 2012) (Ver FIGURA 5).



FIGURA 5. Taxonomía de los videojuegos para la salud. Adaptado de (McCallum, 2012)

Gekker (2012), resalta que los juegos serios terapéuticos y personales representan la categoría más popular en el campo de juegos para la salud. Por lo tanto, los juegos que mejoran la condición física y los juegos para asistir procesos rehabilitación representan los ejemplos comunes de esta categoría, la cual es creada en torno al concepto de videojuegos activos, englobando en particular la facilidad que tiene el usuario para desempeñarse usando sus propios movimientos, con el objeto de promover procesos de gamificación para mejorar las aptitudes físicas y rehabilitación de estas mismas.

Aunque en la literatura se han utilizado diferentes términos que explican la relación entre ejercicio físico y un videojuego (por ejemplo, videojuego activo, videojuego interactivo, videojuego que promueve el ejercicio físico, etc.), algunos investigadores aún no comprenden el concepto en su totalidad (Oh & Yang, 2010). Por lo tanto, el término extraído del idioma inglés *Exergame* como acrónimo de las palabras **ejercicio** y **juego** define adecuadamente este nuevo género de juegos de vídeo interactivo, el cual estimula una experiencia activa de juego usando el cuerpo como medio de interacción al sustituir los controles de mando tradicionales de los juegos sedentarios (J. R. Best, 2015). Por ello, la industria de los videojuegos ha logrado entender el concepto de interacción natural y ha desarrollado nuevos periféricos y consolas que utilizan tecnologías emergentes, mejorando la experiencia de juego de sus plataformas permitiendo la inclusión de poblaciones no jugadoras, como los adultos mayores. Con esta inclusión se han sugerido diferentes mecanismos por los cuales estos *Exergames*, pueden beneficiar la salud física y cognitiva en personas jóvenes, y cómo pueden interrelacionarse estos dominios (Ver FIGURA 6).

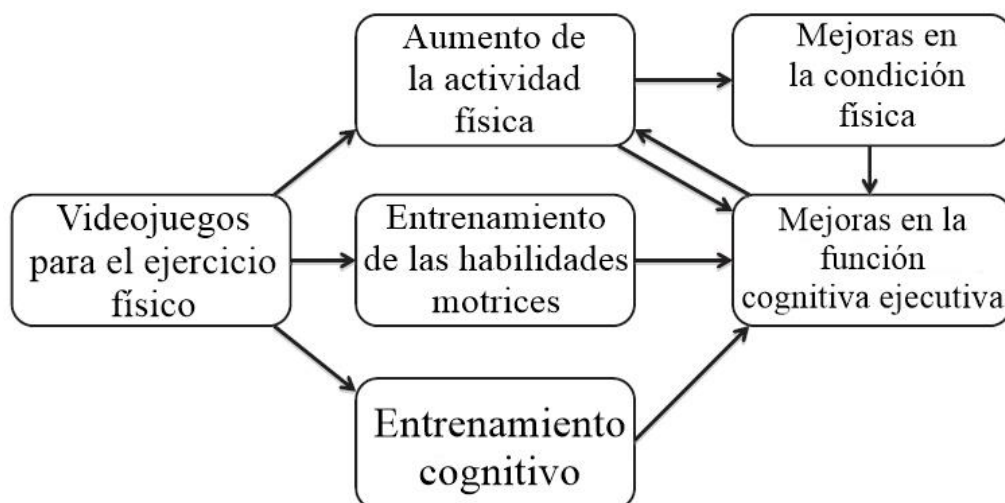


FIGURA 6. Modelo teórico de los mecanismos por los cuales los videojuegos para el ejercicio físico pueden beneficiar la salud física y cognitiva. Adaptado de (J. Best, 2013).

Con el fin de diseñar *Exergames* exitosos, se han postulado tres desafíos que el juego debe ofrecerle al paciente en el momento de su interacción: 1) **alcanzar una motivación sostenida en el usuario**, justificada desde la perspectiva del *homo ludens* (hipótesis que señala importancia del juego en el desarrollo del ser humano) 2) ofrecer una retroalimentación que le **permita al usuario ejecutar los movimientos y gestos corporales de manera adecuada**, y 3) que sea **adaptable al usuario**, por ejemplo en la terapia física muchos pacientes tienen predisposiciones y habilidades muy particulares, y en función de su condición pueden más o menos restricciones para hacer una tarea (Malaka, 2014). Ahora bien, en el campo de la interacción virtual e interfaces de ejercicio basadas en el movimiento del jugador, dos conceptos han sido objetos de estudio, la *inmersión* y el *flujo* del jugador en el juego (Nijholt et al., 2011). Estos dos conceptos también han sido estudiados en el campo del deporte, música, cultura, educación y en la industria del entretenimiento, más específicamente los videojuegos. Respecto al concepto de inmersión el cual se ha abordado desde varios enfoques:

Cairns, Cox, Berthouze, Jennett, y Dhoparee (2006), han definido a la inmersión como el *proceso mental envuelto en el juego*, argumentando que la presencia en el contexto de la RV es el equivalente a la inmersión en el contexto de los videojuegos. Ermi y Mäyrä (2005), distinguen tres tipos de inmersión en su modelo propuesto, de acuerdo a la experimentación que realizaron con padres e hijos, no jugadores y jugadores respectivamente (Ver FIGURA 7).

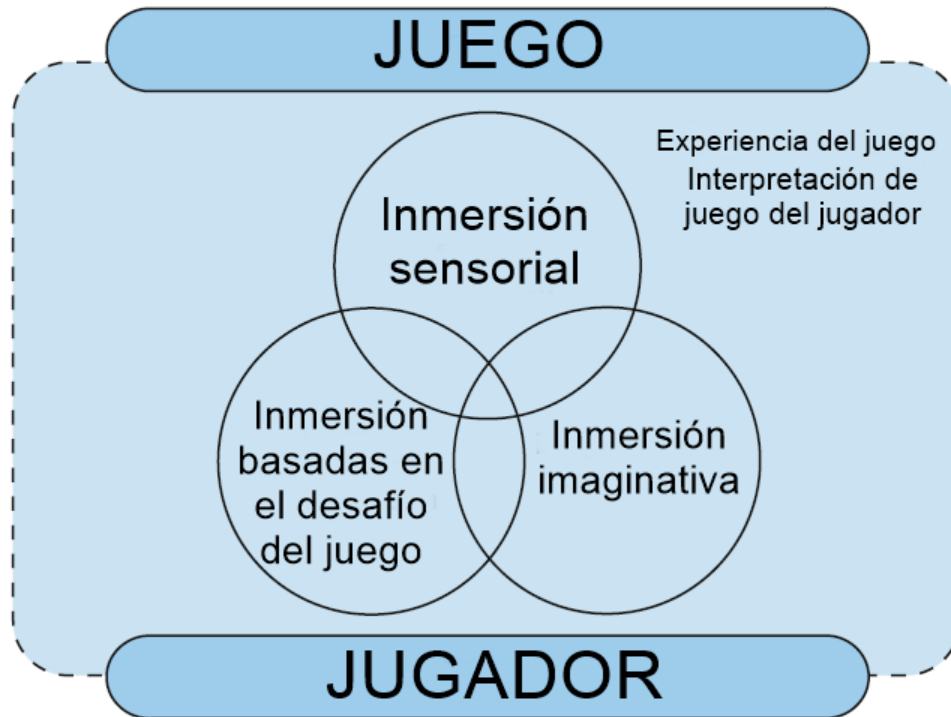


FIGURA 7. Los tres tipos de inmersión que tiene el jugador en el juego. Adaptado de (Ermi & Mäyrä, 2005)

En este modelo se explica que la inmersión sensorial refiere a toda la información sensorial que recibe el jugador en el juego. La inmersión basada en el desafío que le ofrece el juego, es cuando el usuario equilibra sus habilidades con el desafío percibido, lo cual tiene relación con la teoría del flujo. Y el último tipo de inmersión es la imaginativa, la cual ocurre cuando el jugador es absorbido con la historia del videojuego y se identifica con el personaje del juego. El primero en hablar del concepto del *flujo* fue Mihaly Csikszentmihalyi, el cual describió en sus trabajos al flujo como un estado mental de experiencia óptima, inducido por un exitoso grado de concentración en una tarea (Csikszentmihalyi, 1991). Posteriormente Sweetser y Wyeth (2005) presentaron una versión modificada de la teoría del flujo desarrollada por Csikszentmihalyi, aplicada especialmente al dominio de los videojuegos, llamado “**flujo de juego**”, donde describieron características importantes como la concentración, el desafío, las habilidades del jugador, etc. Sin embargo, en el caso de los *Exergames* no basta con describir estas categorías, es necesario tomar en cuenta la categoría de elementos presentes en las interfaces de *Exergames* para comprender como los movimientos del cuerpo o como el factor del ejercicio físico durante el juego influencia la experiencia de gamificación del usuario.

Por consiguiente, Sinclair, Hingston, y Masek (2007), se basaron en la teoría del flujo descrita por Csikszentmihalyi para desarrollar un modelo dual de flujo adaptado a *Exergames*, sustentando este modelo desde dos dimensiones: el grado de atractivo de la tarea y la efectividad de la misma. El nivel de atraktividad hacia la tarea es modelado de acuerdo a la teoría de flujo de Csikszentmihalyi, mientras que el nivel de efectividad

de la tarea es modelada como el lado físico, el cual busca equilibrar la aptitud (entendida la capacidad del cuerpo para tolerar el ejercicio físico) y la intensidad (entendida como el desafío que tiene el cuerpo frente al ejercicio físico) (Ver FIGURA 8).

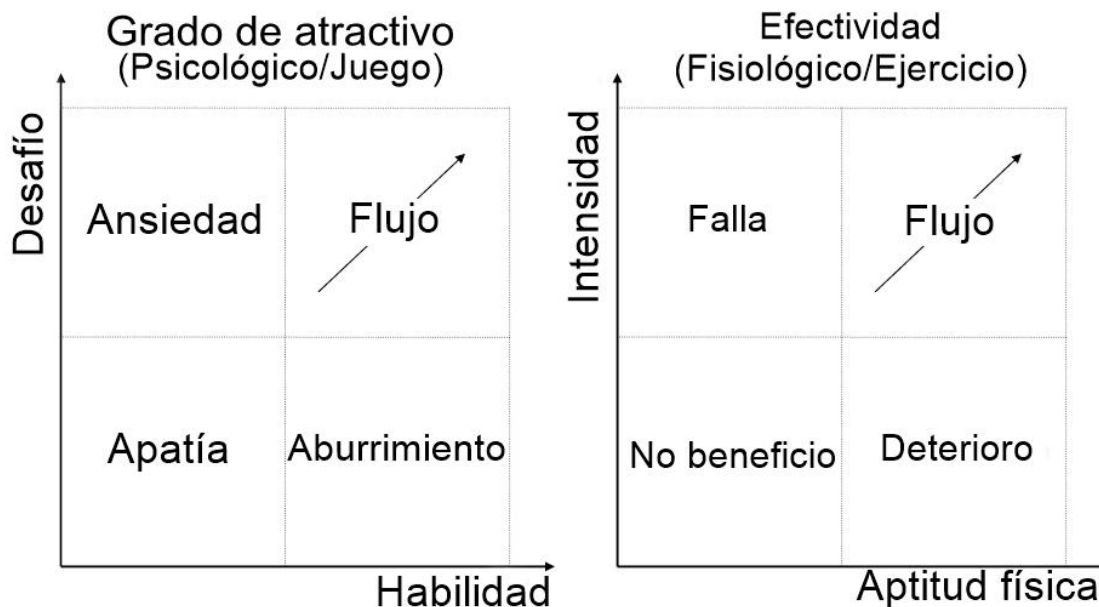


FIGURA 8. Modelo de flujo dual propuesto por (Sinclair et al., 2007).

Basadas en los anteriores hallazgos, se podría decir que los estudios de la cognición en el cuerpo o pensamiento con el cuerpo que ponen énfasis en la coexistencia entre la cognición y las funciones corporales, mostrando como los movimientos del cuerpo pueden formar una percepción distinta y que no siempre puede ser evidente para nosotros (Erkut, Dahl, & Triantafyllidis, 2014). Para la cual, el desarrollo de controladores que permiten que el usuario imponga los movimientos naturales de su cuerpo, cambia la naturaleza del juego dentro de una mejor actividad social (Lindley, Le Couteur, & Berthouze, 2008) lo que conlleva a tener un mejor grado interacción cualitativamente diferente de los juegos controlados por dispositivos de entrada de datos habituales como el ratón, el teclado o una palanca de mando (Bianchi-Berthouze, Kim, & Patel, 2007).

Aplicado al proceso de rehabilitación, los *Exergames* se han usado como herramienta para mejorar el equilibrio y la funcionalidad del movimiento en una variedad de poblaciones (Deutsch et al., 2011; Griffin, Shawis, Impson, McCormick, & Taylor, 2012; Hurkmans, Ribbers, Streur-Kranenburg, Stam, & Van Den Berg-Emons, 2011; Mhatre et al., 2013; Mouawad, Doust, Max, & McNulty, 2011; Taylor et al., 2012). Una de las principales razones para el empleo de estos *Exergames*, es la capacidad de aumentar la motivación y producir una distracción lejos de un entrenamiento mundano, aburrido y/o tratamientos dolorosos, por lo que la eficacia de estos *Exergames* en personas con EM es contradictoria (M. J. Taylor & M. Griffin, 2014). En la literatura existe una mezcla de diseños que van desde estudios de caso hasta ensayos controlados aleatorios

(Brichetto et al., 2013; Goble et al., 2014; Guidi et al., 2013; Y. E. Nilsagård et al., 2013; Prosperini et al., 2013); por lo que no existe consenso acerca de (a) las medidas de resultado, (b) la duración/frecuencia total de las sesiones (que oscila desde 1 día hasta 12 meses (Y. E. Nilsagård et al., 2013; Thomas et al., 2014), y (c) los tipos de *Exergames* usados desde diferentes plataformas. El factor común entre casi todos los estudios, es que el uso de los *Exergames* comerciales no tienen en cuenta las necesidades específicas en el proceso de rehabilitación de las personas con EM (M. Taylor & M. Griffin, 2014).

4.2.2.2. Tecnologías y herramientas emergentes de interacción

El proceso de captura de movimiento (MOCAP) basado en simulación biomecánica es una combinación para registrar los movimientos del cuerpo humano en tres dimensiones, simulando la mecánica de los movimientos envueltos en estos (Bachynskyi et al., 2014). El resultado de este proceso deriva en medidas objetivas cinéticas y cinemáticas de los diferentes marcadores y puntos clave registrados del cuerpo humano. Este método ha ganado gran cabida en el deporte (Reinbolt, Seth, & Delp, 2011), el campo médico (Machado, Flores, Walter, & Fregly, 2012) y la industria de la ergonomía siendo una importante opción en el campo de la IHC. En ese sentido Zhou y Hu (2008), proponen una interesante clasificación de todos estos sistemas de rastreo del movimiento humano que generan datos en tiempo real que dinámicamente representan los cambios de las articulaciones del cuerpo humano, de acuerdo los diferentes sensores tecnológicos y métodos computacionales existentes en la actualidad (Ver FIGURA 9).

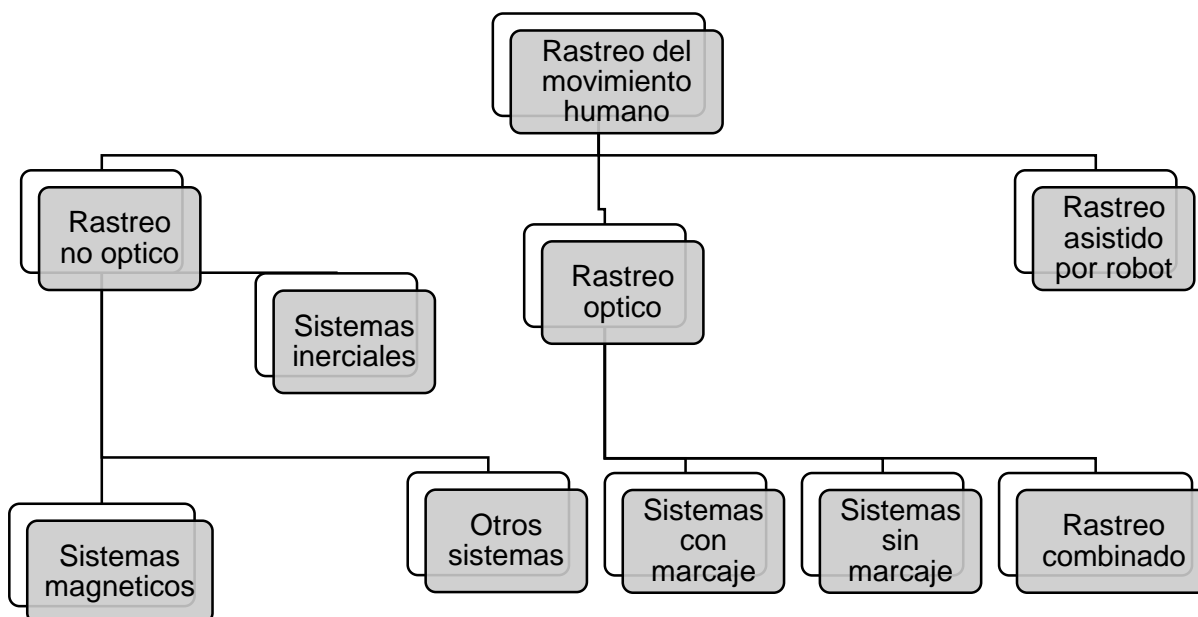


FIGURA 9. Clasificación del rastreo del movimiento humano usando sensores tecnológicos. Tomado de (Zhou & Hu, 2008)

Recientemente, los sistemas de captura de movimiento sin marcaje (MMOCAP) han sido propuestos en el área médica como una potente herramienta para la evaluación y diagnóstico médico, estos sistemas utilizan a menudo una serie de cámaras de profundidad y sensores infrarrojos acoplados que identifican todo el cuerpo humano mediante en determinadas posiciones y se registran puntos específicos que seguir. Una de las ventajas es que los usuarios no están limitados con sistemas de cableado en su cuerpo, haciendo que los datos tengan una gran resolución espacial. Sin embargo estos datos requieren de un extensivo procesamiento durante y después del proceso de captura donde pueden existir oclusiones y errores en sus mediciones (Corazza et al., 2006). Por lo cual, a través de estos sistemas MMOCAP es posible analizar y medir el movimiento humano de manera no invasiva, de bajo costo y de manera portable, proporcionando una atractiva alternativa a los instrumentos manuales como el goniómetro y/o inclinómetro (Han, Shao, Xu, & Shotton, 2013). Sin embargo, existen otros retos que deben superarse para hacer de estos sistemas una realidad factible, por ejemplo, resolver interrogantes como **¿Qué tipos de mediciones y mecanismos de realimentación deben proporcionarle al paciente este tipo de tecnologías?** (Zerpa, Lees, Patel, Pryzsucha, & Patel, 2015).

Ahora bien, con el lanzamiento de novedosos dispositivos de soporte para las consolas de videojuegos al mercado, como el Wiimote o el sensor Kinect se pueden realizar cierto tipo de mediciones que puedan caracterizar el desempeño del usuario mientras juega (McGrath & Scanail, 2013). A través de estas mediciones podemos relacionar patrones de movimiento específicos con los cuales se pueden estudiar aspectos como por ejemplo la hiperactividad y la impulsividad, los cuales están ampliamente relacionados con perturbaciones de regímenes de movimiento que reflejan ejecuciones motrices sin preparación (Elaine, 2011; Vinkler & Sochor, 2014). El registro de datos fisiológicos está ganando una trascendental relevancia para la evaluación del estado funcional humano, al usar señales **biomédicas o bioseñales** tanto para el diagnóstico médico como el monitoreo continuo de los pacientes desde la comodidad del hogar (telemedicina). Particularmente, la técnica denominada como bio-realimentación también llamada en ciertas ocasiones como *biorretroalimentación* se ha utilizado desde hace mucho en procesos de rehabilitación para restablecer ciertos patrones de movimiento después haber ocurrido una lesión (Tate & Milner, 2010), en esta técnica a menudo se emplean equipos electrónicos que proporcionan información en tiempo real respecto al estado o a un evento fisiológico de un paciente, sea que se le proporcione directamente la información (por ejemplo, el ritmo cardiaco) o de manera indirecta (por ejemplo, la transformación de una señal a una variable determinada) (Giggins, Persson, & Caulfield, 2013). Varios métodos empleados se han descrito, uno de estos están basados en medidas biomecánicas la cual es mucho más compleja que otros métodos debido a que una sola herramienta de medición biomecánica, puede proporcionar diferentes bioseñales. Utilizando herramientas como sensores inerciales, plataformas de fuerza, electrogoniómetros y sistemas de MOCAP ópticos. Son estos últimos los que han sido utilizados en RV y *Exergames* para facilitar nuevas medidas en *biorretroalimentación* que le ofrezcan al paciente retos más divertidos, significativos e intensos en tareas relacionadas con las actividades de la vida diaria. Por lo que recientes resultado preliminares en investigaciones en VR y *Exergames* han

demostrado que este tipo de *biorrealimentación* parece ser eficaz en la mejora técnica de los ejercicios en personas con algún tipo de enfermedad neuromuscular (Giggins et al., 2013).

Especialmente en la aplicación de los *Serious Games*, el uso de las bioseñales como marcadores biológicos (usada como indicador de algún estado o condición) provee una realimentación importante para el especialista en la evaluación diagnóstica de la intervención con videojuegos (Nacke, 2013). En los procesos terapéuticos se utilizan las bioseñales como una realimentación objetiva para la selección apropiada de medidas terapéuticas las cuales permiten el monitoreo continuo del impacto de la terapia en el paciente con el fin de mejorar su eficacia (Kaniusas, 2012). Ahora bien, el uso de tecnologías en RV que implementan interfaces naturales de usuarios (INU) ayuda a que el paciente pueda controlar el sistema de juego usando gestos y comandos de voz, sin cables u otra limitación instrumental (Moxo, 2015).

Lun y Zhao (2015), resaltan que el sensor Kinect como herramienta de bajo costo, permite al usuario interactuar con una computadora o con una consola de videojuegos de manera natural a través comandos gestuales y de voz sin ninguna instrumentación periférica. Haciendo que la tecnología del sensor Kinect tenga éxito en el sector de la salud (terapia física y rehabilitación, asistencia médica operativa, detección y prevención de caídas) en sector de los videojuegos y realidad virtual, en el sector de las interfaces naturales de usuario, en el sector de la educación y las artes visuales, la robótica y reconocimiento de voz y de lenguaje de señas.

Otra característica importante para aprovechar de manera adecuada las características del sensor Kinect, es la oferta del kit de desarrollo de software (SDK) y sus respectivas librerías gratuitas que han aparecido desde su lanzamiento para la creación de aplicaciones que hagan uso de las capacidades de interacción que el sensor ofrece (Fernández Valls, 2015). Desde la página oficial de Microsoft se ofrece la posibilidad de obtener el conjunto de herramientas necesarias (compuesta por controladores, interfaces de dispositivo, códigos de ejemplo, APIs, etc) para desarrollar diferentes aplicaciones y software para el aprovechamiento de las características tecnológicas del sensor Kinect. Lo que da acceso a los datos de seguimiento del esqueleto pudiéndose utilizar directamente en la evaluación del *Exergames* en procesos de rehabilitación. Algunos de los sistemas de rehabilitación que se han comercializado usando el sensor Kinect son **Virtual Rehab** (<http://www.virtualrehab.info/en/>), **SeeMe Rehabilitation** (<http://www.brontesprocessing.com/>), **Reflexion Rehabilitation Measurement Tool** (<http://www.westhealth.org/institute>), **BioTrack** (<http://www.biotraksuite.com/>) entre otros.

Gracias a estas librerías gratuitas es posible realizar transferir los movimientos capturados hacia un modelo virtual utilizando una serie de formatos de archivo que almacenan el movimiento, los cuales son ampliamente utilizados hoy en día en muchas aplicaciones. Estos formatos son formatos de bajo nivel, es decir, parecidos a los formatos de la señal producida por el sistema que los registra (Menache, 2000). Uno de los más utilizados es el formato **BVH** (*Biovision Hierarchical Data*) que utiliza una

representación estándar de los movimientos en la animación de estructuras humanoides (Meredith & Maddock, 2001). Este formato consta de dos partes, la primera sección detalla la jerarquía y pose inicial del esqueleto y la segunda sección describe los datos del canal para cada muestra. Precisamente Tong, Xu, y Yan (2012), reportaron que los datos de captura de movimiento registrados por el sensor Kinect y exportados al formato **BVH** cuyos datos son construidos a través de modelos tridimensionales, pueden reproducir con precisión el movimiento humano que fue capturado a través de este tipo de archivos.

Aunque el sensor Kinect ha tenido mucha popularidad desde su lanzamiento, este ha sido cuestionado por su baja resolución y los problemas constantes de oclusión, los cuales no aseguran una precisión consistente del seguimiento del esqueleto sobre una serie temporal de datos. Khoshelham y Elberink (2012), señalan que el sensor Kinect tiene ciertas limitaciones y fuentes de error que pueden provocar algunas imperfecciones en la captura de los datos como lo son:

- **Las características instrumentales:** Como por ejemplo, la frecuencia de muestreo en algunas capturas, las características de los algoritmos de rastreo del esqueleto.
- **La configuración de la medición:** Como por ejemplo, el posicionamiento del sensor Kinect al momento del registro de los datos (el plano y el tipo de movimientos que se registraran), la distancia y condiciones de iluminación requeridas.
- **Propiedades de la superficie del objeto:** Como por ejemplo, la imprecisión para la detección de ángulos pequeños del cuerpo humano como la aducción de la cadera y los ángulos de tobillo en el cuerpo humano.

Sin embargo se ha reportado que los ángulos que tienen un amplio grado de movilidad como la flexión de la cadera y rodilla, son los suficientemente precisos con el sistema Kinect. Por ende el movimiento que se vaya a estudiar se debe realizar sin problemas de oclusión, y a una distancia determinada (Shen & Ting, 2014). Adicional a ello, una reciente investigación demuestra que el sistema del sensor Kinect puede lograr una precisión clínica y dinámica en el entrenamiento del equilibrio al medir los cambios del CDM corporal y los movimientos de flexo-extensión de las extremidades inferiores, limitando los movimientos de rotación interna y externa (Lim et al., 2015). Estos estudios reflejan la importancia de utilizar técnicas de análisis biomecánico (a través de los datos de MMOCAP) para identificar con claridad los efectos de las terapias basadas en RV. Sin embargo, muchos de estos estudios, solo realizan análisis de la cinemática lineal tomando cada segmento del cuerpo como una variable dentro del complejo movimiento humano.

4.2.3. Análisis biomecánico del movimiento humano a través de sistemas dinámicos

El estudio del movimiento humano puede ser contemplado como una ciencia interdisciplinaria que describe, analiza y evalúa dicho movimiento, buscando el desarrollo

de modelos del cuerpo humano que expliquen cómo se comporta este mecánicamente (Winter, 2009). En la biomecánica, los principios de la mecánica (Ver FIGURA 10) se aplican a la concepción, diseño, desarrollo y análisis de equipos y sistemas de la biología y la medicina (Knudson, 2007). Ahora bien, la descripción del movimiento humano (incluyendo su sistema de segmentos y articulaciones) son la relación de entre el tiempo y el espacio, de un desplazamiento de cuerpo debido a una acción, que se conoce como cinemática (Acero, 2002).

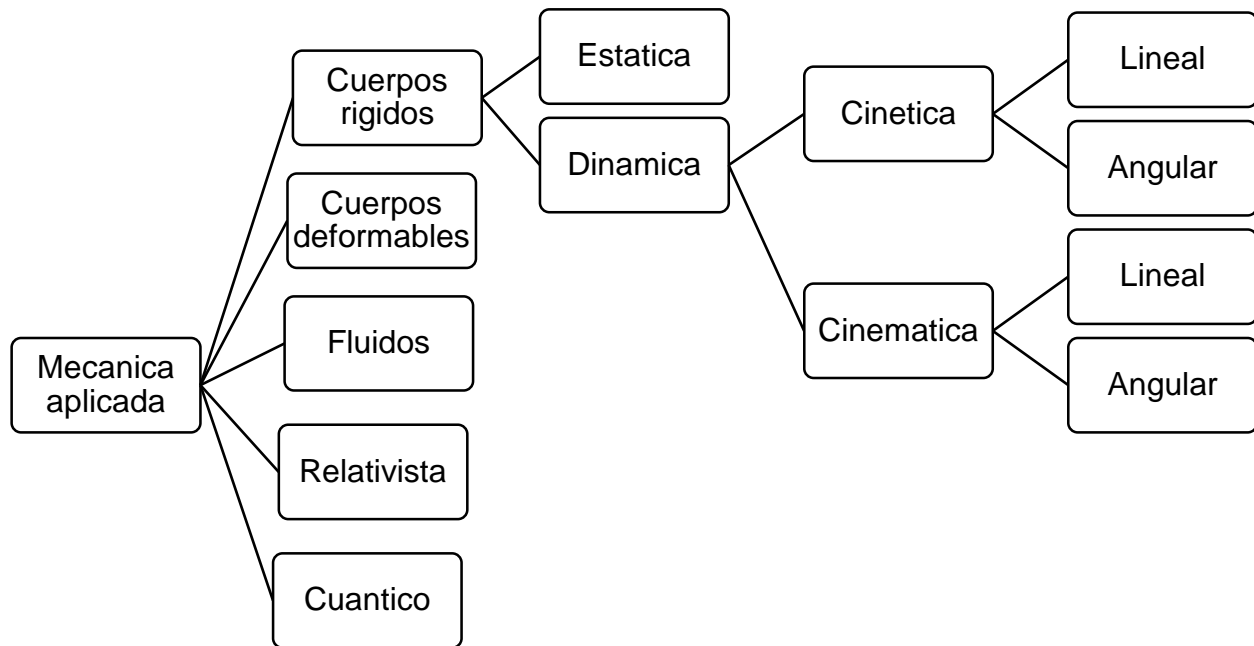


FIGURA 10. Clasificación de la mecánica aplicada. Adaptado de (McGinnis, 2013).

Bartlett (2007), afirma que en muchos de los movimientos del cuerpo humano están envueltos combinaciones de movimientos lineales y rotacionales; y estos pueden ser representados mediante conexiones partiendo de un modelo de multisegmentos, donde cada segmento del cuerpo es tratado como un cuerpo rígido, y estos a su vez son conectados por articulaciones entre los segmentos del cuerpo. Debido a que los patrones de movimiento suelen ser muy difíciles de analizar, una representación simplista de la estructura del movimiento puede ser muy útil. Por ello, con el fin de analizar el movimiento relacionado a cada articulación, se ha utilizado el registro de la posición del usuario a intervalos iguales de tiempo, este gráfico se conoce como *posición vs tiempo* (o desplazamiento vs tiempo). Sin embargo, este tipo de análisis es válido para movimientos lineales independientemente de cualquier rotación que se esté llevando a cabo. Para esto, el centro de masa (CDM) es el punto que se toma generalmente y actúa de manera óptima, al menos para un modelo básico del movimiento del cuerpo rígido. Sin embargo, el movimiento rotacional es mucho más complejo que el movimiento lineal, siendo los ángulos de las articulaciones los ejemplos más importantes del movimiento rotacional porque permiten una fascinante representación de los patrones de movimiento humano dentro de un adecuado modelo biomecánico.

Actualmente existen muchos modelos biomecánicos, los cuales hacen referencia a como el cuerpo humano está representado lo más simple posible, es prácticamente una definición cualitativa. Cada uno de estos modelos tiene ciertos parámetros que toman en cuenta la evolución potencial de los movimientos del cuerpo a través de un proceso de medición e identificación de los segmentos. Hasta el día de hoy, se han identificado 6 modelos biomecánicos usados para el análisis postural humano (Ver FIGURA 11), cuyo primer modelo postulado por David Winter en 1995, se limita a explicar que el análisis postural de pie se puede realizar a través del estudio de la trayectoria del centro de presión (CDP).

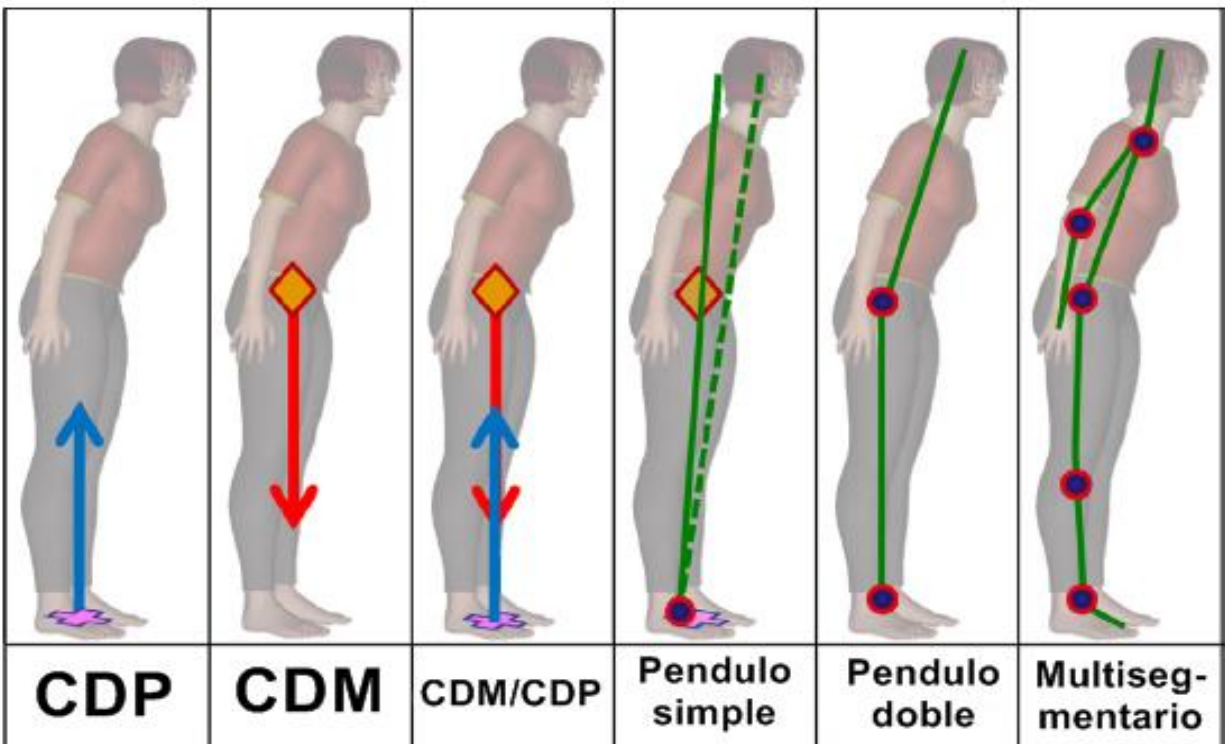


FIGURA 11. Diferentes modelos usados en el análisis postural humano. Adaptado de (Crétual, 2015).

De acuerdo con la revisión bibliográfica realizada por Crétual (2015), en el 63,9% de los artículos encontrados para el análisis postural humano se utiliza el CDP como única variable, y tan solo el 11.1% utiliza el modelo multisegmentario. Además, en muchos de estos estudios la elección del modelo biomecánico no parece ser guiado por las características de la población. Cree el autor que la principal razón por la cual se sigue aun acuñando el CDP como variable, pese a los avances en física y matemática computacional, se debe a que ha sido el único modelo con el cual se lo ha asociado con el estudio del control postural, relacionado al hecho de que en la época que fue propuesto el modelo existían diferentes limitaciones tecnológicas que no permitían que se propusieran modelos de análisis más robustos. Además la razón por la cual el CDM ha sido ignorado en el análisis postural humano, es porque este parámetro no se puede

medir directamente, mientras que el CDP puede ser medido de manera directa a partir de plataformas cinéticas. Por lo cual se hace necesario considerar un modelo mucho más elaborado para el análisis postural, porque los modelos univariados o bivariados nos dan a entender que todas las articulaciones por encima del tobillo o de la cadera se comportan de manera rígida (De Freitas, Freitas, Duarte, Latash, & Zatsiorsky, 2009). Como consideración final, el autor propone estimar la posición del CDM a través de la combinación de los parámetros cinemáticos y mediciones dinámicas, tomando ventaja de varios modelos planteados, que puedan capturar la amplia gama de movimientos que se presentan en el cuerpo humano.

Ahora bien, una de las características más comunes del movimiento humano es su variabilidad, la cual puede ser descrita como aquellas variaciones normales que ocurren en el rendimiento motriz a través de múltiples repeticiones de una tarea (Stergiou, Harbourne, & Cavanaugh, 2006). Esta variabilidad es intrínseca en todos los sistemas biológicos y puede ser observada con bastante facilidad, basado en el principio de que si una persona trata de repetir el mismo movimiento dos veces, nunca será idéntico (Bernstein, 1967). Tal variabilidad entre diferentes individuos es comúnmente denominado "inter-sujeto" (Donà, 2008). Una consigna interesante en el estudio de la variabilidad y la no-linealidad del movimiento es la teoría de los sistemas dinámicos (TSD), la cual propone que los sistemas biológicos se organizan de manera automática y de acuerdo a las limitaciones biomecánicas, morfológicas y del entorno para encontrar la solución más estable para producir un movimiento dado (Clark & Phillips, 1993; Hamill, van Emmerik, Heiderscheit, & Li, 1999; Kamm, Thelen, & Jensen, 1990; Kelso, 1997; Thelen, 1996; Thelen et al., 1991). El aumento en la variabilidad en un patrón de movimiento generalmente indica la pérdida de estabilidad, mientras que la disminución de la variabilidad en general, indica un comportamiento muy estable.

Todo proceso hacia el logro de una habilidad motriz involucra un comportamiento basado en el aprendizaje, el control y la coordinación, un comportamiento que suele ser consecuencia de la interrelación entre la práctica y el organismo, el entorno y la tarea como condicionantes para adquirir una habilidad motriz (Clark, 1995, 2002; Handford, Davids, Bennett, & Button, 1997; Holt, 2005; P. N. Kugler, Kelso, & Turvey, 1980; Marin, Bardy, & Bootsma, 1999; Newell, 1986; Nourrit, Deschamps, Lauriot, Caillou, & Delignières, 2000; Thelen, 1996). El impacto relativo de estos tres condicionantes en el perfil de coordinación del sujeto varía de acuerdo con las circunstancias específicas. No obstante, la práctica es considerada generalmente el factor más importante para una mejora permanente de la capacidad de ejecución de una habilidad motriz (Guadagnoli & Lee, 2004; Nourrit et al., 2000).

La coordinación motriz se ha definido como la relación espacio-temporal que existe entre los diferentes segmentos corporales durante la realización de una tarea (Delignières, Teulier, & Nourrit, 2009). Para resolver un grado de coordinación el individuo tiene que reorganizar el control de un gran número de variables independientemente para el desarrollo de una tarea, denominadas grados de libertad (GdL). Para el control de estos GdL se han presentado dos soluciones generales: (1) fijar algunos GdL, disminuyendo la movilidad de las articulaciones; y (2) realizar las

acciones articulares simultáneamente disminuyendo las diferencias temporales entre las acciones de los segmentos (Vereijken, Emmerik, Whiting, & Newell, 1992). Por lo tanto, la mejora en la habilidad motriz es caracterizada por la disminución del control “congelado” o “acoplado” de los GdL. Ello conlleva una “liberación” de dichos GdL, y por ende, la incorporación en un sistema dinámico controlado.

Los principios y herramientas de la TSD pueden ayudar a entender los orígenes, las formas de los comportamientos y las razones porqué estos patrones cambian (Clark & Phillips, 1991; Eliane Mauerberg-deCastro & Angulo-Kinzler, 1999; Mauerberg, Schuller, & Fantucci, 1994; Winstein & Garfinkel, 1989), y su aplicación al contexto de la coordinación motriz engloba para aspectos importantes para su estudio: Describiendo al comportamiento como consecuencia de las relaciones entre los múltiples sistemas del organismo, y definiendo a los sistemas que conforman a los individuos como abiertos, es decir, que se ven afectados por su interrelación o por las características específicas de la situación (P. Kugler, Kelso, & Turvey, 1982; Thelen, Ulrich, & Wolff, 1991; Ulrich, Ulrich, & Collier, 1992).

Recientemente, se ha propuesto un modelo para explicar la complejidad de los ritmos en su relación a la salud (Ver *FIGURA 12*). Donde una mayor complejidad se caracterizan por fluctuaciones caóticas asociado a un estado saludable del sistema subyacente, y una menor complejidad se caracteriza tanto por fluctuaciones periódicas y aleatorias donde el sistema es demasiado rígido o demasiado inestable y por ende es menos adaptable a las perturbaciones, asociado con un estado no saludable. Además, la noción de previsibilidad sirve para diferenciar entre los ritmos aleatorios y periódicos, donde la baja previsibilidad se asocia con sistemas aleatorios y ruidosos, y una alta previsibilidad se asocia con comportamientos rígidos y periódicamente repetitivos. Pero entre el espacio medio de estos ritmos se halla un comportamiento caótico basado en los sistemas altamente complejos, el cual no es demasiado ruidoso ni rígido. Por lo tanto, se infiere que las fluctuaciones complejas de los ritmos humanos son intrínsecos y vitales para el funcionamiento de los sistemas subyacentes, donde un deterioro de la complejidad puede ser perjudicial para su funcionamiento.

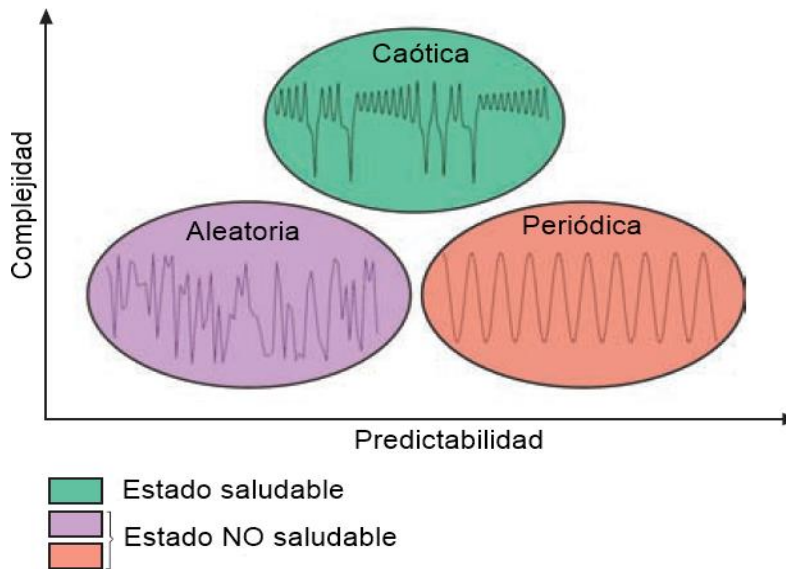


FIGURA 12. Modelo teórico de la complejidad relacionado a la salud. Adaptado de (Stergiou, Harbourne, & Cavanaugh, 2006).

Basados en estos hallazgos, la variabilidad es descrita en el campo de la terapia física como el posible conjunto de comportamientos para una determinada función, y con la ayuda de las herramientas no lineales se puede revelar la complejidad inherente en la variabilidad normal, indicando las características del control motor que son importantes medir e implementar en una intervención para los terapeutas físicos. Por lo tanto, la aplicación de los principios basados en dinámicas no lineales y el uso de herramientas no lineales para el análisis del movimiento humano, pueden proveer métodos innovadores para guiar la práctica en el campo de la terapia física y su investigación. Con lo anterior, se resumen algunos principios que pueden ser útiles en el campo de la terapia física en la siguiente tabla.

TABLA 3. Principios propuestos de la no linealidad en la adquisición y el mantenimiento de las habilidades motrices. Adaptado de (Harbourne & Stergiou, 2009).

I.	Una cantidad óptima de variabilidad es necesaria para que el movimiento sea funcional y eficiente; además se precisa que el movimiento posea características tanto deterministas como aleatorias que pueden fluctuar dentro de ese rango óptimo.
II.	Un control motor normal tiene características no lineales, lo cual implica la generación espontánea de nuevos patrones de movimiento, cuyas posibilidades de movimiento son sensibles a las condiciones iniciales, y poseen una capacidad limitada para predecir con precisión el movimiento basado en la situación actual.
III.	Si la variabilidad aumenta en un sistema sin suficiente cantidad de ella, nuevas formas de movimiento pueden surgir espontáneamente.
IV.	Debido a que la función motriz es sensible a las condiciones iniciales, cada persona posee condiciones de rendimiento diferentes a otras personas y más aún si su control motor no es normal, donde la solución solo puede ser directamente beneficiar a esa persona y nadie más. Por lo tanto, los terapeutas no pueden "prescribir" un mismo

	patrón motriz a varias personas.
V.	Las aferencias pueden provenir de más de un sistema (sensorial, cognitivo, emocional, etc.), y pueden canalizar otro tipo de posibilidades en el comportamiento que no son predecibles.
VI.	Las medidas de complejidad pueden ayudar a predecir la emergencia de un nuevo comportamiento orientando adecuadamente las intervenciones para poder permitir cambios de variabilidad que afecten positivamente la función.
VII.	Las medidas tradicionales no son equivalentes a las medidas de complejidad en relación al fenómeno de la variabilidad. Por ejemplo, respecto a un comportamiento en las medidas tradicionales como la desviación estándar existe un incremento, mientras que en las medidas de complejidad como la entropía aproximada existe un decremento. Por lo tanto, las medidas de complejidad describen la estructura de la variabilidad en las nuevas formas que pueden ayudar a cuantificar los cambios de los movimientos.
VIII.	La complejidad es necesaria para que los sistemas se adapten a las condiciones cambiantes; la pérdida en la complejidad del movimiento significa una habilidad disminuida para adaptarse.

Esto prueba que el desarrollo de técnicas matemáticas con base a la dinámica no lineal, puede proporcionar una mayor capacidad de discernir las diferencias significativas entre las señales biológicas de grupos de pacientes clínicamente diferentes. Por ello, las ciencias que estudian y analizan la variabilidad se han desarrollado a partir de una estrecha colaboración entre las áreas de la matemática, la física y el área de la salud (Seely & Macklem, 2004).

4.2.3.1. Métodos para el estudio de la coordinación

Ahora bien, para el estudio de la coordinación es necesaria una captación precisa de los datos que provienen de la actividad con ayuda de la biomecánica, que me describan los cambios en la tarea motora y por qué estos pasan (Jensen, 2005; Jensen & Korff, 2005; Ledebt, 2005; Ulrich & Kubo, 2005; Winter & Eng, 1995). Por lo tanto, uno de los principios fundamentales de la cinemática como rama de la biomecánica, es la geometría del movimiento importante para el estudio de los patrones de movimiento y su interpretación a través de representaciones gráficas para entender fenómenos como por ejemplo la coordinación (Bartlett, 2007). Para ello, debemos tomar como referencia el análisis del movimiento relativo utilizando medidas de un sistema de coordenadas en movimiento, considerando los sistemas de referencia rotacionales, ya que los segmentos se mueven a partir del eje articular representados gráficamente a partir de coordenadas polares en series de tiempo, lo que nos ayudará a representar el movimiento de los diferentes segmentos y observar su coordinación (Angulo-Barroso, Faciabén, & Mauerberg-Decastro, 2011). Generalmente la representación gráfica más utilizada en biomecánica es la serie de tiempo en la cual se describe la relación espacio (eje y) versus tiempo (eje x). Sin embargo, esta es una técnica lineal en la cual no es posible analizar el fenómeno de la coordinación siguiendo los principios de la TSD. Pese a esto, se han documentado otro tipo de representaciones graficas que sigan los principios de la no linealidad.

De acuerdo con Hamill, McDermott, y Haddad (2000), existen 3 métodos principales

para evaluar la coordinación y su respectiva variabilidad en comportamientos de acoplamiento, los cuales son: 1) fase discreta relativa (FDR), la cual evalúa la sincronía de los eventos claves en cada uno de los perfiles angulares; 2) codificación vectorial (CV), una medida espacial basada en un diagrama ángulo versus ángulo (DAA); y 3) fase relativa continua (FRC) como una medida espacio temporal basada en los retratos de fase motor (RFM) generados a partir de la relación desplazamiento sobre velocidad angular de una articulación. Por lo tanto el uso de cada una de estas técnicas dependerá de la pregunta problema de investigación (Ver TABLA 4).

TABLA 4. Resumen de las ventajas y desventajas de las principales métodos para el estudio de la coordinación en biomecánica. Fuente elaborado por el autor a partir de: (Angulo-Barroso, Busquets Faciabén, & Mauerberg-deCastro, 2010; Angulo-Barroso et al., 2011; Hamill, Palmer, & Van Emmerik, 2012; Lamb & Stöckl, 2014; R. A. Needham, R. Naemi, & N. Chockalingam, 2015; Spinelli et al., 2015).

Método	Ventajas	Desventajas
CV y DAA	Fácil interpretación y calculo (No necesita un proceso de normalización de los ángulos)	No me describe a profundidad que tipo de estrategia o que cambios en la coordinación del movimiento existen.
	Es posible complementar su análisis a través de una técnica cuantitativa.	
	Es posible caracterizar y/o clasificar el patrón de coordinación en el movimiento.	
	Es posible graficarse e interpretarse a partir de un sistema de coordenadas polares.	
RFM	Uso recomendado para caracterizar y analizar patrones patológicos y no patológicos así como gestos deportivos.	Solo me presenta información espacial, pero no temporal del movimiento.
	Se visualiza gráficamente el complejo juego de fuerzas activas y pasivas que se producen en un movimiento.	
	Representa los cambios en la cinemática (desplazamiento angular versus velocidad angular) dentro de una región específica del sistema de coordenadas	La normalización de los datos tiende a distorsionar la dinámica del comportamiento, al utilizar dos factores escalares distintos.
	Uso recomendado para caracterizar y analizar patrones patológicos y no patológicos.	Es necesario un proceso de normalización de los ángulos.
	Se puede determinar el tipo de coordinación y sincronía (en fase, fuera de fase) que existe en el movimiento.	El aspecto temporal se pierde un poco porque los parámetros de las coordenadas (desplazamiento angular y velocidad angular) son ambos representados independientemente del tiempo.
	Se pueden visualizar los distintos	No permite establecer la contribución de

	procesos o adaptaciones de los comportamientos motores.	la cinemática angular de los articulaciones al movimiento, debido al uso simultáneo de desplazamiento y velocidad angular para su cálculo
	Está basada en la relación temporal de dos señales en un evento específico.	Su interpretación cualitativa acaba por sufrir ambigüedades causadas por el subjetivismo del investigador al hacer el análisis.
	Permite resumir la coordinación, describiéndome la esencia del movimiento que realiza el individuo.	Las formas son ignoradas, centrándose solo en el sincronismo (en fase o fuera de fase) del movimiento.
	Es un indicador de la reorganización del sistema que normalmente ocurre en el proceso de aprendizaje.	Es necesario un proceso de normalización de los ángulos.
FRC		No es posible deducir que estrategias de control están involucradas en el movimiento.
	Uso recomendado en el análisis de gestos deportivos y de comportamientos cíclicos.	El comportamiento de ambas señales debe ser sinusoidal (es decir cíclico o repetitivo). Se hace más difícil graficarse e interpretarse a partir de un sistema de coordenadas polares.

Cabe aclarar que el estudio de la coordinación en biomecánica persigue un tipo de análisis complementario condicional, es decir el método para el estudio de la coordinación estará sujeto al comportamiento que presenten los datos inicialmente, siendo posible que se complementen con nuevos métodos para lograr una mejor interpretación del fenómeno de la coordinación. Por lo que inicialmente se ha propuesto a la CV como método principal de análisis de datos cinemáticos y que puede ser aplicado a los DAA para cuantificar el movimiento entre dos segmentos sobre el tiempo. Usando la técnica de Sparrow, Donovan, Van Emmerik, y Barry (1987), Hamill et al. (2000) describió el termino acoplamiento de ángulos (AA), el cual se refiere a la orientación del vector entre dos puntos de datos adyacentes presente en un DAA respecto al eje horizontal derecho (Needham, Naemi, & Chockalingam, 2014). Puesto que en los métodos relativos descritos para el estudio de la coordinación los ángulos se describen como medidas direccionales, estas variables son clasificadas como variables circulares y por lo tanto sus medidas estadísticas deben ser extraídas desde (Batschelet, 1981).

4.2.3.2. Caracterización de patrones de coordinación en el movimiento

Ahora bien, con el objeto de caracterizar y clasificar el AA respecto a un patrón de coordinación R. Chang, Van Emmerik, y Hamill (2008), introdujeron los términos “en fase”, “fuera de fase”, “fase proximal” y “fase distal”. Sin embargo, esta clasificación solo permite clasificar a uno de los cuatro términos antes mencionados, y no proporciona información acerca de que segmento es el dominante en la tarea de coordinación. Por ejemplo, un patrón de coordinación en fase solo puede sugerir que

dos articulaciones están rotando en la misma dirección, sin presentar otro tipo de información del sentido en que lo hacen. Recientemente, R. A. Needham et al. (2015) han propuesto una nueva clasificación de patrones de coordinación tomando el trabajo de R. Chang et al. (2008) pero mejorándolo, al proponer una interpretación más específica sobre el tipo de dominancia segmental presente en el AA (Ver FIGURA 13).

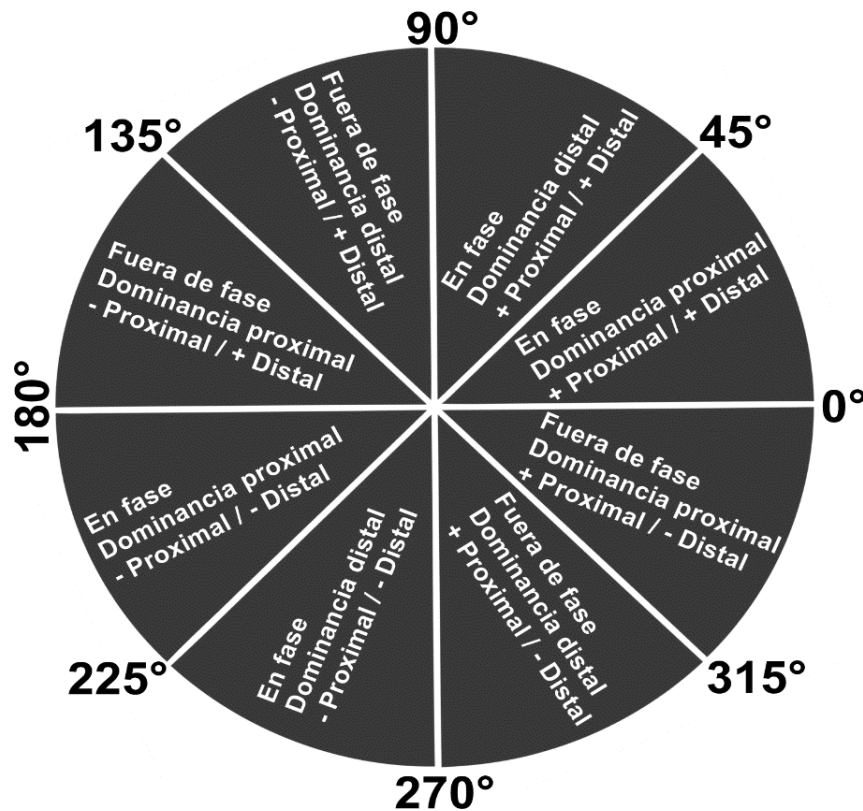


FIGURA 13. Clasificación de los patrones de coordinación con sus respectivas medidas en ángulos en un sistema de coordenadas polares. Adaptado de (R. A. Needham et al., 2015).

Sin embargo, no todos estos patrones de coordinación tienen formas geométricas idénticas, por lo que se hace necesario se logre una interpretación de las representaciones graficas respectiva de acuerdo al recorrido.

4.2.3.3. Interpretación cualitativa de las representaciones graficas

Al interpretarse de forma cualitativa las representaciones gráficas, se logran percibir ciertas convergencias de las órbitas de un sistema en una región dentro del espacio del estado llamados atractores, los cuales son una característica de preferencia de organización para el sistema y están presentes especialmente en el DAA y el RFM (Thelen, 1996). La forma asumida por la trayectoria del atractor nos da una idea de cómo el organismo se comporta al verse afectado por las distintas restricciones, visualizando patrones comunes, así como las diferentes estrategias adoptadas por los sistemas e identificar y definir los mecanismos de control (Kurz & Stergiou, 2004; E

Mauerberg-deCastro & Angulo-Kinzler, 2001; Winstein & Garfinkel, 1989).

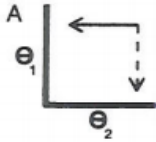
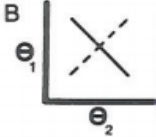
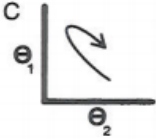
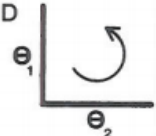
FORMA	DESCRIPCIÓN	INTERPRETACIÓN
	<p>Segmentos horizontales o verticales.</p>	<p>Un ángulo cambia mientras el otro se mantiene constante.</p>
	<p>Orientación diagonal en línea recta positiva o negativa.</p>	<p>Ambos ángulos se coordinan a un rango constante (en fase o antifase).</p>
	<p>Ambos ángulos alcanzan su máximo rango y cambian de manera simultánea.</p>	<p>Punto de giro sincrónico entre ángulos: punto de cambio de la coordinación intersegmental.</p>
	<p>Trayectoria redondeada.</p>	<p>Desfase angular patrón de coordinación desacoplado.</p>

FIGURA 14. Posibles formas que pueden asumir los DAA y su respectiva interpretación. Adaptado de (Winstein & Garfinkel, 1989).

Por lo tanto, el uso de RV y Exergames junto con herramientas de bajo costo que facilitan el diagnóstico y monitorio médico de manera objetiva debe ser complementada con nuevas perspectivas en el análisis del movimiento humano.

4.3. MARCO DE ANTECEDENTES INVESTIGATIVOS

Aunque existen publicaciones asociadas con guías de manejo (Espinosa & Pérez, 2002), artículos de revisión (Gutiérrez-Álvarez, 2006), un editorial sobre la enfermedad (Pradilla & León-Sarmiento, 2007) artículos sobre prevalencia (Sanchez et al., 1999; Toro et al., 2006) y estudios de costos y tratamientos (Calzada Sierra & Gómez Fernández, 2001). No existe en nuestro país, estudios relacionados con el análisis y evaluación del equilibrio en pacientes con EM a través de sensores MOCAP y *Exergames*. Pero en el ámbito internacional existen los diferentes estudios que involucran como las nuevas tecnologías de RV y en especial sensores de *Exergames*, ha arrojado resultados significativos en las siguientes investigaciones (Ver TABLA 5).

TABLA 5. Principales antecedentes investigativos relacionados.

<i>Titulo</i>	<i>Tipo de estudio</i>	<i>Muestra de estudio</i>	<i>Principales resultados y conclusiones</i>	<i>Fuente original del articulo</i>
Sistema de realidad virtual para la rehabilitación de esclerosis múltiple usando Kinect: un ensayo clínico aleatorio.	Ensayo clínico aleatorio	12 Pacientes (hombres y mujeres entre los 25 y 35 años) con EM del tipo recaída-remisión y secundaria progresiva, que tengan una puntuación mínima de 6 sobre todos los ítems de la medida de la independencia funcional, que no necesiten ayuden de un dispositivo para movilizarse y que no tengan déficits cognitivos.	Se detectó interacción significativa grupo por tiempo en las puntuaciones de la escala de equilibrio de Berg (P=.011) y la prueba de Alcance anterior en posición de pie (P=.011). El análisis post-hoc mostró una mejoría mayor en el grupo experimental que en el grupo de control para estas variables. El cuestionario mostró buenos resultados en la usabilidad, la aceptación, la seguridad del sistema. Por lo que este sistema parece ser una alternativa eficaz respecto a los programas de rehabilitación tradicionales.	Lozano-Quilis, (2014). Virtual rehabilitation for multiple sclerosis using a kinect-based system: randomized controlled trial. JMIR serious games, 2(2).
Estrategias de movimiento para mantener el equilibrio de pie durante el seguimiento del brazo en	Estudio controlado emparejado por edad.	9 participantes del estudio con EM (rango de edad: 38-51 años, rango masculino de 51 años) participaron en este estudio. Todos los participantes con EM eran capaces de caminar 10	El grupo de participantes produjeron un gran pico a pico de movimiento cadera/tobillo a mayor velocidad comparado con el grupo control (p<0.005). La medida de la aceleración del centro de gravedad incremento a velocidad constante para ambos grupos pero no fue	Chua, M. C., Hyngstrom, A. S., Ng, A. V., &Schmit, B. D. (2014). Movement Strategies for Maintaining

personas con esclerosis múltiple	metros y estar de pie independientemente sin asistencia de dispositivos hasta por 1 minuto.	significativamente diferente entre los grupos. El resultado sugiere que pacientes con EM incrementan el uso de la cadera en posición de pie durante el seguimiento del brazo en comparación con el grupo control de la misma edad. Esta adaptación estratégica podría permitir a las personas con EM alcanzar un mejor control del rendimiento, posiblemente aumenta la importancia de la cadera en mantener el equilibrio durante los movimientos voluntarios.	Standing Balance during Arm Tracking in People with Multiple Sclerosis. Journal of neurophysiology, jn-00598.
Facilidad de uso y la aceptabilidad de un sistema de análisis de la disfunción motora en la esclerosis múltiple utilizando el Kinect	Un estudio prospectivo multicentro.	6 neurólogos y 6 enfermeras fueron los encargados de evaluar y validar el programa frente a 51 pacientes con EM en 3 hospitales de 2 países.	Morrison, C., D'Souza, M., Huckvale, K., Dorn, J. F., Burggraaff, J., Kamm, C. P., & Dahlke, F. (2015). Usability and Acceptability of ASSESS MS: Assessment of Motor Dysfunction in Multiple Sclerosis Using Depth-Sensing Computer Vision. JMIR Human Factors, 2(1), e11.
Un programa de tele-rehabilitación mejora el control	Estudio experimental (caso - control)	Fueron reclutados cincuenta pacientes. El grupo control (n = 25) recibió tratamiento de fisioterapia dos veces por semana (40 min por sesión).	Ortiz-Gutiérrez, R., et al. (2013). A Telerehabilitation Program Improves Postural Control in

postural en pacientes con esclerosis múltiple: un estudio preliminar español.		El grupo experimental (n = 25) recibió tratamiento de telerehabilitación supervisado mediante videoconferencia utilizando Kinect	de las personas con EM. Este programa de RV permite activar los mecanismos de control postural y la respuesta de anticipación, que podría servir como una alternativa terapéutica exitosa en situaciones en las que la terapia convencional no está fácilmente disponible.	Multiple Sclerosis Patients: A Spanish Preliminary Study. International journal of environmental research and public health, 10(11), 5697-5710.
Análisis de la postura, la marcha y la coordinación en pacientes con EM usando el sensor Kinect	Estudio cruzado seccional	20 pacientes con EM y 20 pacientes (controles sanos) emparejados por género. Para la caracterización clínica de los pacientes con EM, la historial de la enfermedad, incluyendo los instrumentos de evaluación EDSS y MSFC.	Una evaluación combinada basada en las cámaras de profundidad para ser un método rápido, no invasivo, factible y bien tolerada para detectar alteraciones clínicas, incluso sutiles en la marcha, postura, y el tronco y la coordinación de las extremidades. Como un método de bajo costo tiene el potencial para complementar examen neurológico y las evaluaciones clínicas establecidas, tales como el MSFC.	Pfueller, C., Otte, K., Mansow-Model, S., Paul, F., & Brandt, A. (2013, February). Kinect-Based Analysis of Posture, Gait and Coordination in Multiple Sclerosis Patients. In NEUROLOGY (Vol. 80). 530 WALNUT ST, PHILADELPHIA, PA 19106-3621 USA: LIPPINCOTT WILLIAMS & WILKINS.
El entrenamiento del equilibrio en el hogar mediante la tabla de equilibrio Wii	Estudio piloto al azar cruzado.	36 pacientes con un desorden de equilibrio fueron aleatoriamente asignados en 2 grupos durante 24 semanas.	Los 2 grupos no presentaron diferencia en las características de inicio. Análisis de varianza mostraron tiempo significativo por los efectos del tratamiento, indicando que CWTE (consola Wii con tabla de equilibrio) fue efectivamente mejor en fuerza. Medidas de la plataforma (F = 4.608, P = .016), FSST (F = 3.745, P = .034), 25-FWT (F = 3.339, P = .048), and MSIS-29 (F =	Prosperini, L., Fortuna, D., Giannì, C., Leonardi, L., Marchetti, M. R., & Pozzilli, C. (2013). Home-Based Balance Training Using the Wii Balance Board A Randomized,

			4.282, P = .023). Cinco eventos adversos atribuidos al entrenamiento con la CWTE (dolor de rodilla o espalda baja) fueron registrados, pero solo 1 paciente tuvo que retirarse del estudio.	Crossover Pilot Study in Multiple Sclerosis. Neurorehabilitation and neural repair, 27(6), 516-525.
Perdidas en el control del equilibrio pueden predecir la aparición de recaídas en la esclerosis múltiple	Estudio de caso	Un voluntario masculino de 28 años con EM remitente desde su niñez fue reclutado. La intervención fue planeada para 3 sesiones por semana, cada una con una duración de 30 minutos, alrededor de 6 semanas. Sin embargo, en la semana 5, el participante tuvo una recaída de su EM y tuvo que ser retirado del estudio.	Basados en la oscilación corporal como centro de presión del sistema de equilibrio. El equilibrio mostro mejoras durante las primeras 2 semanas de la intervención, con un 12% de reducción en la oscilación corporal. En contraste, la realización disminuyo en las siguientes dos semanas (por ejemplo las semanas 3 y 4), a pesar de la formación continua.	Goble, D. J., Cone, B. L., Thurman, J., & Corey-Bloom, J. (2014). Balance Declines may Predict Relapse Onset in Multiple Sclerosis - A Case Study. Journal of Developmental and Physical Disabilities, 26(2), 145-150.

<p>La fiabilidad y la validez de la cámara RGB-D del sensor Kinect para evaluar el equilibrio de pie</p>	<p>Estudio piloto</p>	<p>9 sujetos sanos fueron requeridos para mantener el equilibrio durante 3 posiciones de pie (doble apoyo con los pies separados, doble apoyo con los pies juntos y un polo apoyo)</p>	<p>Los parámetros del centro de masa de los 2 sistemas mostraron excelentes y comparables test-re test de rehabilitación. (ICC > 0.75). En adición, a través del promedio de velocidad del centro de masa calculado del Kinect fue significativamente bajo, cada parámetro de centro de masa mostro excelente valides (ICC > 0.88) de concurrencia y una significativa relación lineal ($p < 0.001$, $r > 0.930$) existente entre los dos sistemas, los que significa que los sesgos podrían ser corregidos usando una ecuación de calibración lineal. De modo que, el Kinect podría ser una valida, confiable y conveniente dispositivo para evaluar el equilibrio de pie cuando lo medido esta apropiadamente calibrado.</p>	<p>Yang, Y., Pu, F., Li, Y., Li, S., Fan, Y., & Li, D. (2014). Reliability and Validity of Kinect RGB-D Sensor for Assessing Standing Balance. IEEE SENSORS JOURNAL, 14(5), 1633-1638.</p>
<p>Evaluación de la discapacidad en la EM mediante el sistema de cámaras de Kinect: Un estudio de prueba de concepto.</p>	<p>Estudio piloto</p>	<p>86 pacientes sanos y 72 pacientes con EM.</p>	<p>El Kinect puede ser utilizado en conjunción con algoritmos de análisis de imagen adaptados para discriminar pacientes sanos, y no afectó a pacientes con EM de los pacientes de esclerosis múltiple con disfunción motriz y probablemente permite categorizar los niveles de disfunciones motoras. Esta técnica tiene el potencial de contribuir a una cuantificación más objetiva de anomalías motoras en MS. Aunque los resultados son prometedores, se necesitan más evaluaciones y movimientos adicionales.</p>	<p>Souza, M. D., Kamm, C., Burggraaff, J., Tewarie, P., Glocker, B., Dorn, J. ... & Kappos, L. (2014). Assessment of Disability in Multiple Sclerosis Using the Kinect-Camera System: A Proof-of-Concept Study (P3. 139). Neurology, 82(10 Supplement), P3-139.</p>
<p>El uso del</p>	<p>Validación</p>	<p>Seis adultos sanos de sexo</p>	<p>Se puede lograr una precisión clínica</p>	<p>Lim, D., Kim, C.,</p>

<p>sistema de Microsoft Kinect para caracterizar la capacidad de equilibrio durante el entrenamiento del equilibrio</p>	<p>cinemática del sensor Kinect para medir las rotaciones de los ángulos de varias articulaciones</p>	<p>masculino (25,5 ± 1,8 años de edad y 173,9 ± 6,4 cms de estatura, 71,4 ± 6,5 kg y 23,6 ± 2,4 peso en kilogramos), con habilidades normales del equilibrio y sin trastornos musculoesqueléticos</p>	<p>precisión y dinámica utilizando el sistema Kinect en el entrenamiento del equilibrio mediante la medición de los cambios en el centro de los movimientos de masa corporal y la flexión-extensión de las extremidades inferiores, pero no en rotación interna-externa.</p>	<p>Jung, H., Jung, D., & Chun, K. J. (2015). Use of the Microsoft Kinect system to characterize balance ability during balance training. <i>Clinical interventions in aging</i>, 10, 1077.</p>
<p>Mejora de la vista frontal del esqueleto proporcionado por el Kinect como soporte a la rehabilitación de la esclerosis múltiple</p>	<p>Medición de la amplitud de movimiento de las articulaciones del cuello, hombro, codo, cadera y rodilla.</p>	<p>4 pacientes sanos 2 hombres y 2 mujeres (31,8±60,5 edad en años 163,3±6,1 estatura en cms 16,9±11,2 peso en kilogramos) sin problemas del equilibrio ni problemas neurológicos.</p>	<p>Se realizó la evaluación del rango de movilidad articular con tareas que involucraban la flexión y abducción del hombro, y abducción de la cadera. Se reportaron resultados fiables tanto para la flexión (error medio de 5°) como la abducción del hombro (error medio de 10°).</p>	<p>Sosa, G. D., Sanchez, J., & Franco, H. (2015, September). Improved front-view tracking of human skeleton from Kinect data for rehabilitation support in Multiple Sclerosis. In <i>Signal Processing, Images and Computer Vision (STSCIV)</i>, 2015 20th Symposium on (pp. 1-7). IEEE.</p>

6. METODOLOGIA

El presente estudio que también sirve como validación del instrumento para análisis cinemáticos, hace parte del proyecto que busca determinar los efectos de una terapia asistida con *Exergames* sobre el equilibrio postural en pacientes con EM, evaluando su impacto a través de un ensayo clínico aleatorio (convencional estándar o asistida con un *Exergame* especializado) buscando evidenciar cambios significativos con el tratamiento con *Exergames*, siendo ambos tratamientos dirigidos para mejorar el equilibrio postural. Es de resaltar que la aplicación tanto de pruebas clínicas como instrumentales son importantes para la planificación y evaluación de los resultados del tratamiento en la rehabilitación equilibrio de las personas con EM (Kanekar & Aruin, 2013).

6.1. TIPO, DISEÑO E HIPOTESIS DE LA INVESTIGACIÓN

6.1.1. Tipo de investigación

La presente investigación abordada es de interés intra-teórico empírico analítico y el diseño experimental será de tipo aplicativo.

6.1.2. Diseño

La presente investigación es de tipo explicativo experimental y posee un diseño **pre-experimental**.

Dos pacientes G X O₂

En resumen, el protocolo de ejercicio físico terapéutico asistido por un videojuego tendrá una duración de 30 minutos donde podremos analizar de manera cinemática el equilibrio postural usando la teoría de sistemas dinámicos mediante un *Exergame* tanto en el paciente sano como el paciente con EM (*Ver ANEXO C*).

6.2. POBLACIÓN Y MUESTRA

La siguiente investigación explicativa posee una técnica de muestreo no probabilístico o intencionado. Ya que no se puede elegir al azar a quienes participarán en el estudio, sino que ellos deben VOLUNTARIAMENTE tomar esta decisión.

6.2.1. Población de estudio: un Paciente con EM de tipo remitente-recurrente y un paciente sano de la ciudad de Pereira, Risaralda con las siguientes características.

TABLA 6. Características de los pacientes.

Paciente con EM	Paciente sano
-----------------	---------------

Genero	Masculino	Femenino
Edad	27 años	21 años
Peso	75 kilogramos	59 kilogramos
Talla	174 centímetros	156 centímetros
EEED	1.0 (No discapacidad, signos mínimos en 1 sistema funcional)	0 (Sin signos de discapacidad)
EEBm	45	45
MEEM	27	30
Curso de la enfermedad	Remitente recurrente	No aplica

EEED: Escala expandida del estado de discapacidad, EEBm: Escala de equilibrio de Berg modificada. MEEM: Mini examen del estado mental.

El paciente sano es una persona físicamente activa, aproximadamente 5 sesiones por semana, de 30 a 120 minutos por sesión. El paciente con EM fue diagnosticado hace aproximadamente 2 años, es también una persona físicamente activa, aproximadamente 4 a 5 sesiones por semana, de 50 a 80 minutos por sesión. Por lo que no hay informado hasta el momento de la intervención ninguna discapacidad motriz consecuente de la enfermedad y ninguna afectación en sus articulaciones.

6.3. VARIABLES

TABLA 7. Resumen de las variables.

Tipo	Nivel de medición	Definición operativa	Categorías
Genero	Nominal	Sexo del paciente	0. Femenino 1. Masculino
Edad	Razón	Años cumplidos en la actualidad	Número de años
Peso	Razón	Peso en Kg al inicio de la terapia	Registro de peso en kilogramos
Estatura	Razón	Peso en metros al inicio de la terapia	Registro de estatura en kilogramos
EEED	Ordinal	Evalúa la afectación de 8 sistemas funcionales en relación a la capacidad de deambulación del paciente.	0. Signos normales 1. Signos mínimos 2. Incapacidad mínima 3. Incapacidad moderada 4. Camina sin ayuda hasta 500 metros. 5. Camina sin ayuda hasta 300 metros. 6. Camina sin ayuda hasta 100 metros. 7. Camina sin ayuda hasta 5

			metros. 8. Permanencia limitada pero activo 9. Postrado en reposo todo el día. 10. Muerte por EM.
EEB	Ordinal	Evalúa las limitaciones funcionales asociadas con la práctica de actividades diarias que requieren equilibrio	0. No realiza la prueba 1. Realiza la prueba lentamente pero con ayuda 2. Realiza la prueba con ayuda 3. Realiza la prueba con poca ayuda 4. Realiza exitosamente la prueba
MEEM	Ordinal	Evalúa el estado mental del paciente	0. Respuesta incorrecta 1. Respuesta incorrecta
Posición TANDEM	Razón	Tiempo en permanecer el paciente en permanecer en posición TANDEM	Medición en segundos
Posición UNIPODAL	Razón	Tiempo en permanecer el paciente en permanecer en posición UNIPODAL	Medición en segundos
Datos angulares	Razón	Datos cinemáticos de coordenadas X, Y y Z de las puntos de distribución articular que registra el sensor en el cuerpo humano.	Medición en grados sobre 30 cuadros/ segundos

La escala de equilibrio de Berg fue modificada en los ítems 13 y 14 (Permanecer de pie en posición unipodal o en un pie de apoyo, y permanecer de pie con un pie delante de otro sobre una misma línea o posición Tándem), en la cual se recomienda considerar el peor tiempo realizado por el paciente de ambas extremidades en cada una de estas dos posiciones (Paltamaa, Sarasoja, Leskinen, Wikström, & Mälkiä, 2008).

6.3.1. Descripción del Exergame

Para el diseño del *Exergame* se realizó una concepción del guión ilustrado del juego y su documentación gráfica por medio de un *storyboard* (serie de bocetos que indican la secuencia de eventos dentro de un juego). Después se inició con el modelado artístico y animado en 3D tanto de las texturas como del avatar que representa al personaje, el cual desarrollado en el motor de videojuegos **UNITY** versión 4.2 (Unity Technologies, USA), y finalmente se integraron los componentes de juego con el sensor Kinect, y de acuerdo a un diagrama de flujo (*Ver FIGURA 16*) con el fin de facilitar no sólo la interacción entre pacientes (generalmente jugadores no experimentados), sino también

minimizar las conexiones e instalaciones al momento de la experimentación. El *Exergame* fue diseñado basado en un diseño colaborativo entre especialistas médicos en fisioterapia, ingenieros y diseñadores de videojuegos, a través de una metodología propuesta por (Kato, 2012), en donde se mencionan 7 pasos sistemáticos para el desarrollo de videojuegos serios en salud, aplicados a la presente investigación se abordan desde la siguiente manera:

1. El problema de equilibrio y su valoración objetiva en pacientes con EM a través de una intervención con un *Exergame* fue definido y acordado con los miembros del equipo
2. La TSD fue propuesta para resolver el problema de cuantificación del movimiento dinámico y establecida como el paradigma metodológico a abordar.
3. Las articulaciones del hombro y la cadera fueron escogidas como variables cinemáticas para la construcción de los diagramas dinámicos para el análisis de movimiento.
4. Un protocolo de intervención fue definido con anterioridad teniendo en cuenta las actividades de rehabilitación requeridas para evaluar el equilibrio, la interacción mediante gestos para el control del avatar virtual y el procedimiento para la recolección de los datos de MOCAP.
5. La estructura de investigación fue pensada como un diseño experimental en donde inicialmente se requiere explorar el uso de metodologías avanzadas de análisis biomecánico para la evaluación de intervenciones asistidas con RV y *Exergames*; adicionalmente evaluaciones clínicas estándar fueron utilizadas para la caracterización inicial del usuario.
6. El usuario fue informado de manera consciente de la intervención, pros y contras, y motivaciones adicionales fueron añadidas para facilitar la participación, como las valoraciones de movilidad realizada a través de los datos de MOCAP las cuales se les fueron otorgadas y explicada después de la intervención.
7. La intervención fue realizada siempre en presencia de personal médico y en las instalaciones.

El *Exergame* puede medir a través de la interacción con el sensor Kinect, los tiempos que el usuario dura en una posición de juego, el número de objetos (manzanas) que obtenga en cada posición y como el usuario mueve sus segmentos corporales tanto en translación como en rotación. Por lo tanto, con el *Exergame*, podremos determinar patrones de coordinación del usuario que se encuentra interactuando, para lo cual uno de los movimientos analizados tiene que mostrar un comportamiento ciclico, es decir una acción que se repite periódicamente dentro de un espacio (Angulo-Barroso et al., 2010; Angulo-Barroso et al., 2011). En pocas palabras, que el paciente trate de repetir un mismo patron global de movimiento cuando este jugando.

6.4. TECNICAS E INSTRUMENTOS

6.4.1. Descripción del instrumento

El sensor Kinect es una plataforma de videojuegos adaptable al Xbox 360 creado por Microsoft, el cual brinda una experiencia de juego sin controles, en donde los jugadores sin necesidad de usar ningún tipo de periférico, utilizan los movimientos y gestos de su cuerpo, así como su voz para desenvolverse en los diferentes entornos de juego (Fretz, 2011). El hardware del sensor Kinect es un arreglo de múltiples dispositivos electrónicos: una cámara RGB estándar de 640x480 píxeles de resolución, una cámara de profundidad infrarroja de 320x240 píxeles de resolución, un proyector de láser infrarrojo, un arreglo de micrófonos, y un motor para el movimiento del ángulo de flexión. Tanto la cámara de profundidad como la RGB del sistema Kinect pueden capturar datos a una frecuencia máxima de 30 cuadros por segundo y con una resolución de 640x480 píxeles. El sensor permite el seguimiento de 15 puntos de distribución articular (PDA) alrededor del cuerpo (Ver FIGURA 15).

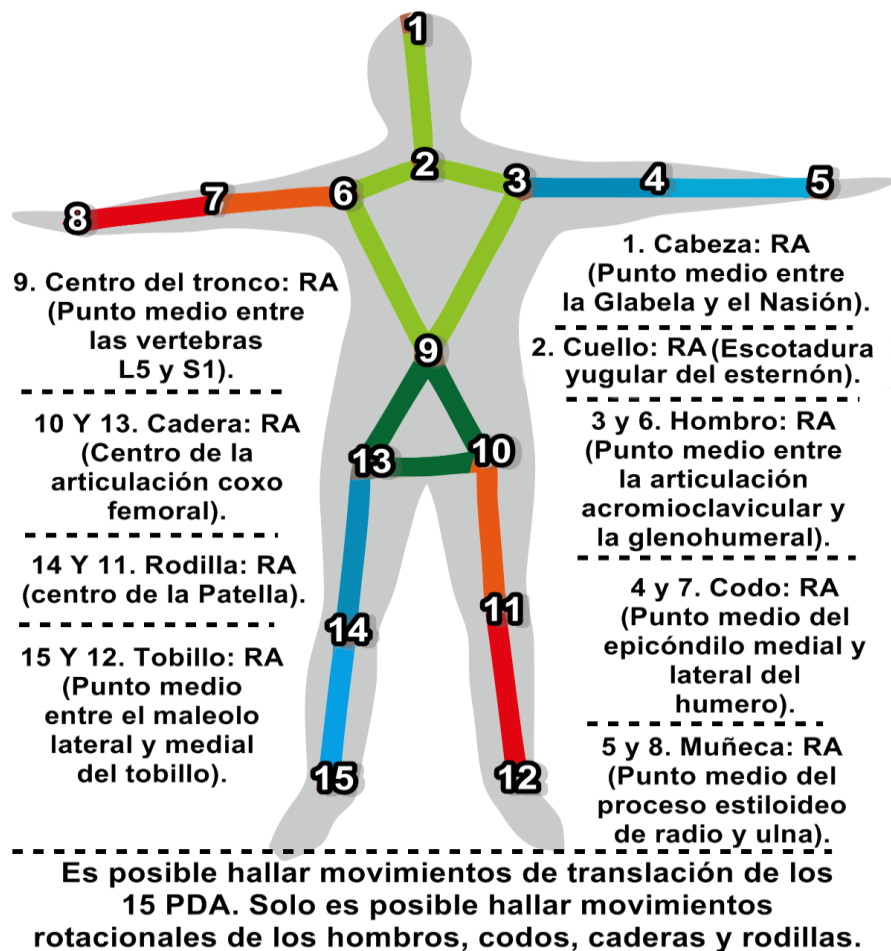


FIGURA 15. Descripción del instrumento y sus puntos de distribución articular en el cuerpo humano. Fuente adaptada de: (Xu & McGorry, 2015)

6.4.2. Validación del instrumento

Debido a que se pueden extraer datos cinematicos de translación y angulares de los PDA que forman el esqueleto que proporciona el sensor Kinect al detectar al paciente, se han evaluado los angulos de estos PDA (Bonnechere, Sholukha, et al., 2014; Fern'ndez-Baena, Susin, & Lligadas, 2012; Nixon, Howard, & Chen, 2013) y estas investigaciones concluyen que el sensor Kinect es una herramienta tecnologica potencialmente usable para medir los angulos de las articulaciones en aplicaciones de rehabilitación, con un maximo de error del 10% (Nixon et al., 2013), errores maximos a -10° de los PDA de los que pueden extraerse matrices rotacionales con el algoritmo de rastreo proporcionado por **OpenNI-NITE** (Fern'ndez-Baena et al., 2012) y errores maximos a 10° de los PDA que los que se pueden extraerse matrices rotacionales con el algoritmo de rastreo proporcionado por **Microsoft** (Bonnechere, Sholukha, et al., 2014). Por lo que Da Gama, Fallavollita, Teichrieb, y Navab (2015a), sugieren que esta precisión es aceptable comparada con ciertas herramientas manuales de medición utilizadas en terapia fisica. Además, para evaluar la precisión completa del esqueleto del sensor Kinect, se han realizado comparaciones directa de las posiciones tridimensionales respecto las tecnicas tradicionales de marcaje (Bonnechere, Sholukha, et al., 2014; Fern'ndez-Baena et al., 2012; Kurillo, Chen, Bajcsy, & Han, 2012; Nixon et al., 2013; Obdrzalek et al., 2012). Tambien se ha comprobado que la precisión con la cual el algoritmo del Kinect detecta los PDA basados en la imagen del usuario es de alrededor del 91.4% (Albrektsen, 2011). Los resultados de estos estudios demuestran que la precisión del sensor Kinect es dependiente del movimiento y de la posición del usuario, en los cuales se han encontrados resultados confiables y reproducibles en movimientos planares y en posición de pie.

6.4.3. Procedimientos y técnicas a emplear

Debido a que existen un sin número de procesos y procedimientos en la presente investigación, se ha elaborado un protocolo de experimentación que explica con mayor detalle (Ver ANEXO C), los procedimientos básicos a implementar. Adicional a ello se han resumido las actividades y demás operaciones en la siguiente tabla (Ver TABLA 8).

TABLA 8. Resumen de los diferentes procedimientos y técnicas en la presente investigación.

Técnica a emplear	Fase de la experimentación	Actividades	Subactividades	Proceso a emplear
Proceso de captura de movimiento	Antes y durante de la intervención	1. Definición del espacio físico y recursos para la interacción humano computador	1.1. Elección y adecuación del espacio físico 1.2. Definición de recursos necesarios	Reconocimiento y revisión del espacio físico Revisión de los recursos humanos, materiales y físicos a utilizar.
		2. Selección de los parámetros óptimos de captura de	2.1. Elección de los equipos de entrada y salida de datos	Uso de las normas técnicas para compatibilidad de equipos (NTC-2194).

Procesamiento de las bioseñales	Después de la intervención	movimiento	2.2. Ubicación del usuario respecto a la entrada y salida de datos	Uso de las recomendaciones del posicionamiento del usuario en el proceso de captura de movimiento (Human Interface Guidelines v1.8).
			2.3. Configuración del tipo de captura de movimiento	Duración de la captura, frecuencia de la captura, método de suavizado de la captura, modo de captura, forma de captura.
		3. Ejecución de la captura de movimiento	3.1. Inicio de la interacción 3.2. Pausa de la interacción 3.3. Fin de la interacción	Diagrama de flujo del videojuego.
		1. Lectura de los datos de captura de movimiento	1.1. Ejecución del software de análisis biomecánico BIO-CIRAC.	Plan de análisis biomecánico.
		2. Selección y filtrado de los datos de captura de movimiento.	2.1. Elección de la articulación, lado y plano a analizar. 2.2. Visualización gráfica y análisis cualitativo del movimiento. 2.3. Diseño y administración del filtro a los datos.	
		3. Extracción de los datos de captura de movimiento en variables.	3.1. Distribución del conjunto de datos en variables 3.2. Reporte estadístico descriptivo de las variables. 3.3. Calculo de las relaciones ángulo vs ángulo	Plan de análisis estadístico y biomecánico. Plan de análisis estadístico. Plan de análisis biomecánico

	4. Calculo de los métodos de coordinación con base a las variables.	4.1. Calculo de codificación vectorial 4.2. Reporte estadístico descriptivo de las variables.	Plan de análisis biomecánico Plan de análisis estadístico
Representación gráfica de las bioseñales de acuerdo a la TSD	1. Representación gráfica de las técnicas de coordinación.	1.1. Representación de los DAA 1.2. Representación de los patrones de movimiento en coordenadas polares.	Uso de figuras y texto
	2. Segmentación de los cambios de coordinación en las representaciones gráficas.	2.1. División de la gráfica en puntos clave 2.2. Interpretación de los patrones de movimiento.	Uso de figuras y texto

5.4.3.1. Pruebas preliminares usando el Exergame

Con el *Exergame* propuesto se elaboró el protocolo de intervención, de acuerdo a hallazgos reportados en la literatura sobre análisis biomecánico a través de las variables biomecánicas (Bonnechere, Sholukha, et al., 2014; Choppin, Lane, & Wheat, 2014; J. L. P. do Rosário, 2014; V. M. do Rosário, Silva, Deprá, & da Costa; Fernández-Baena et al., 2012; Mokhtarzadeh, Emmens, Peter, & Denny, 2012; Pham, Kim, & Won, 2013; Shen & Ting, 2014). En esta intervención, el usuario deberá asumir dos tipos de posiciones al interactuar con el *Exergame* (**Posición en tándem: Un pie delante de otro en una misma línea** y **Posición monopodal: Una sola pierna de apoyo**) procurando a través de su equilibrio, que el personaje virtual no logre caer. Se seleccionaron estas posiciones porque se ha demostrado que existen mayores demandas al equilibrio postural en pacientes con EM al permanecer de pie en una sola pierna, en posición Tándem y en respuesta a ciertas perturbaciones a las cuales se desafía considerablemente el sistema de control postural (Fjeldstad, Pardo, Bembem, & Bembem, 2011; Frzovic, Morris, & Vowels, 2000; Soyuer, Mirza, & Erkorkmaz, 2006). El *Exergame* se elaboró teniendo en cuenta las recomendaciones reportadas por (Notelaers, De Weyer, Robert, Raymaekers, & Coninx, 2010).

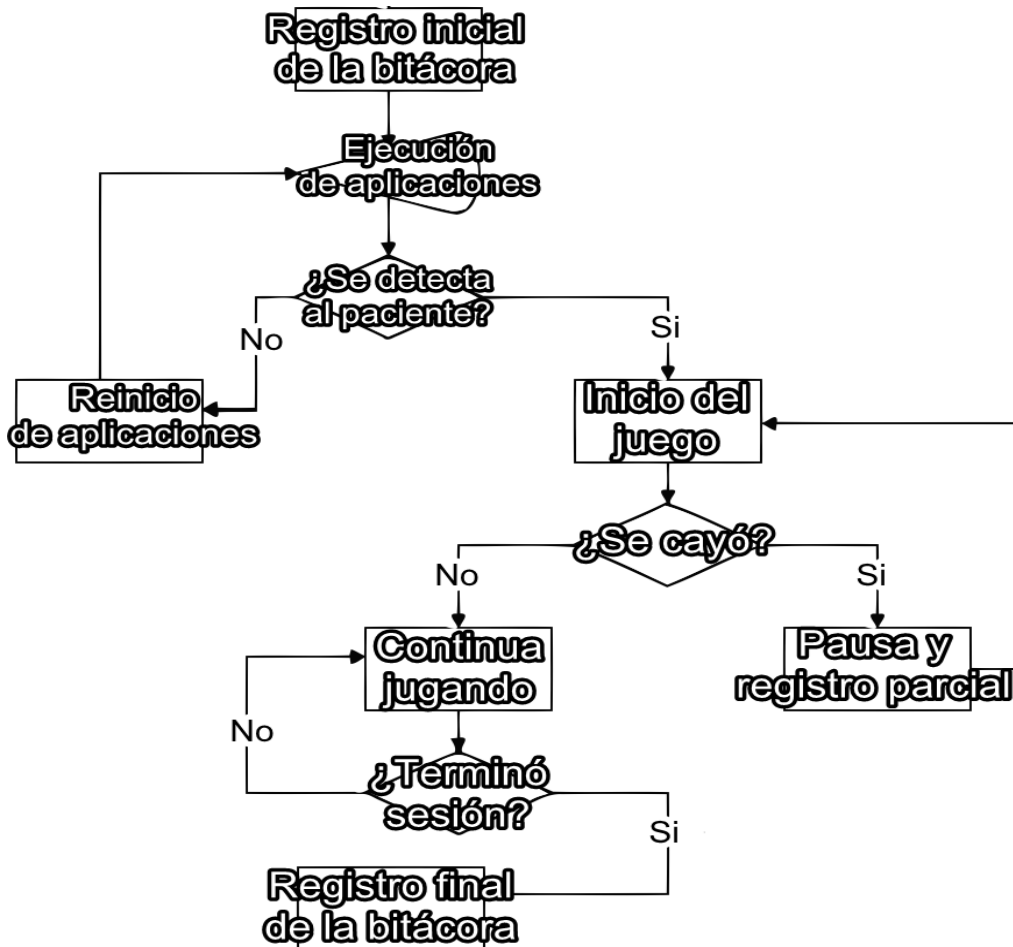


FIGURA 16. Diagrama de flujo del *Exergame*. Fuente: Autor.

Una vez realizado el *Exergame*, se procedió a realizar una prueba piloto con un paciente con EM. La experimentación se llevó a cabo en las instalaciones de la Clínica del Dolor del eje cafetero en la ciudad de Pereira, adaptado un entorno de simulación virtual en 2D en espacio adecuado para la interacción con el sensor Kinect para la intervención con el paciente, por lo cual no es necesario realizar una evaluación heurística y de usabilidad del *Exergame*. Se optó por trabajar con un computador portátil (procesador Intel Pentium de 2.20 GHz, memoria RAM de 4 GB y con el sistema operativo **Windows 7 Ultimate** de Microsoft), un videoprojector ubicado a 2 metros del paciente sobre una superficie vertical de 1,50 metros de ancho x 1 metro de alto. Los resultados preliminares fueron publicados en el 10° Congreso Colombiano de Computación (10CCC) en la línea de investigación “Interacción Humano Computador” (Casanova, Munoz, Henao, & Lopez, 2015).

5.4.3.2. Proceso de captura de movimiento

Se optó por trabajar con la versión gratuita del software Brekel Kinect V1, el cual es un proyecto creado por Jasper Brekelmans que guarda la información sobre una animación en tiempo real en un formato de texto para poder usarla más adelante para

animar un modelo 3D (Brekelmans, 2011). El usuario aparece en la imagen en una nube de puntos proporcionado por el sensor Kinect y puede registrar la información de los cálculos que hace **NITE** sobre el esqueleto y la puede traducir en formato **BVH** (Ver FIGURA 17). **NITE** es un tipo de software que asiste a una aplicación para interactuar o comunicarse con otras aplicaciones, tratando la información recibida sobre la escena para comprenderla, traducirla o responder según los movimientos de una persona. **NITE** fue desarrollado por la firma **PrimeSense**, y se integra con **OpenNI** como interfaz de Programación de aplicaciones de código abierto para poder calcular el esqueleto de una persona en movimiento. Cabe resaltar que se siguieron las recomendaciones de posicionamiento e instalación del sensor y demás características de interacción del sensor con el usuario, de acuerdo a las guías de IHC del sensor que las proporciona el fabricante conocidas como “**Human Interface Guidelines v1.8**” (Microsoft Corporation, 2013), las cuales se pueden descargar desde la siguiente página <http://go.microsoft.com/fwlink/?LinkID=247735>. Otro tipo de recomendaciones (Ver Anexo C).

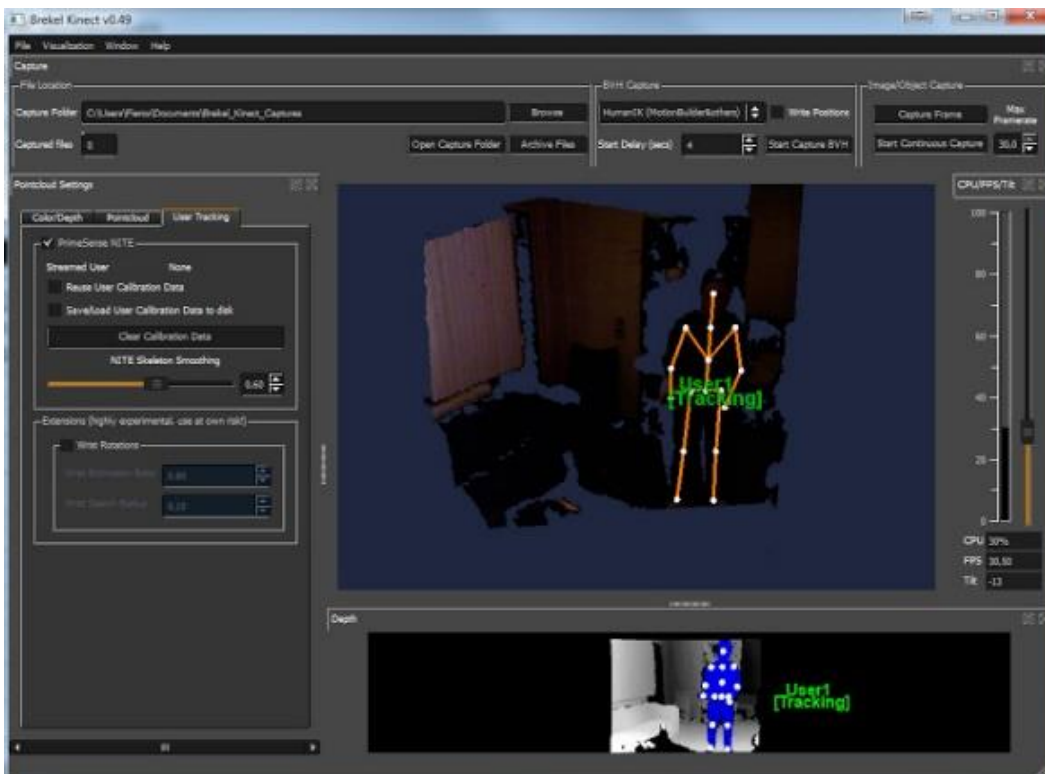


FIGURA 17. Interfaz gráfica del software de registro de la captura. Fuente: Autor

Respecto al antes y durante de la intervención, se tomaron las siguientes recomendaciones reportadas por López Contreras, Martí Godia, y Arnal Montoya (2012) sobre los problemas en el cálculo en la detección y el seguimiento del usuario durante la captura de movimiento usando el algoritmo suministrado por **OpenNI-NITE**.

1. Procurar que en la detección de los brazos estos no se encuentren cerca de otras partes del cuerpo, especialmente del torso.

2. Procurar que ambos brazos no estén cerca del torso o de ellos mismos porque pueden mezclarse.
3. La detección de los miembros inferiores es algo inestable y ruidoso, por lo que funciona mejor si el usuario se mantiene en pie y con las piernas algo separadas.
4. Se deben evitar movimientos rápidos y complejos como patadas, los cuales pueden causar que la detección falle.
5. La detección de la posición puede ser inestable si la cabeza no es visible.
6. Tanto en los miembros superiores como inferiores pueden haber errores en la medición de los límites mínimos y máximos de los PDA, haciendo que existan errores por encima de las medidas normales.
7. En general, movimientos rápidos pueden provocar fallo en el rastreo del esqueleto.
8. Es necesario minimizar el ruido presente en la detección del esqueleto.
9. No se distingue la parte frontal de la trasera del usuario, por lo que si el usuario da media vuelta no se hará el seguimiento al usuario.
10. Una vez se ha calibrado el usuario, si rotamos únicamente el cuello, éste moverá también toda la columna.

5.4.3.3. Procesamiento de las bioseñales

Para el procesamiento y el uso de elevados cálculos matemáticos de los datos se utilizó el entorno computacional **MATLAB®** (Mathworks Inc.) en su versión R2013a. Precisamente J E Muñoz, Henao, y López (2013), desarrollaron un código basado en una interfaz gráfica de usuario (IGU) de **MATLAB** denominada **BIO-CIRAC**, en la cual es posible realizar un análisis biomecánico con el sensor Kinect al registrar el movimiento posicional y angular en las tres coordenadas de movimiento, de acuerdo al tiempo registrado (cuadros por segundo) (*Ver FIGURA 18*). Adicionalmente se pueden exportar los datos a **MATLAB** (entorno donde fue desarrollado) o a otro entorno de computación más simple como por ejemplo **Microsoft Excel®** (Microsoft Corporation), con lo que se facilita una mejor comprensión del movimiento capturado.

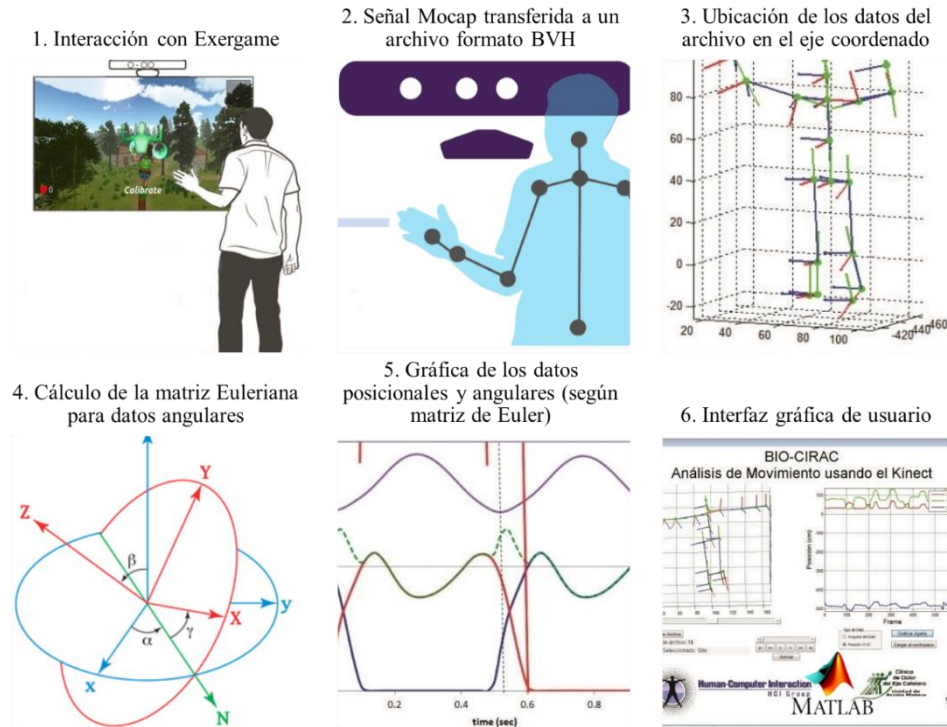


FIGURA 18. Diagrama de integración del software diseñado en MATLAB. Fuente: (Casanova et al., 2015).

Como hemos comentado anteriormente, este tipo de tecnologías para la captura de movimiento generan resultados ruidosos debido a diferentes componentes y/o artefactos que hacen interferencia con la señal registrada, haciéndose necesario que se apliquen filtros para suavizar los datos o restaurar la señal que ha sido distorsionada con el ruido. Pero antes de diseñar estos filtros necesitamos determinar las propiedades típicas de la frecuencia de los datos que queremos filtrar. Por lo tanto, es necesario determinar la frecuencia óptima de corte, con el propósito de atenuar en la mayor manera el ruido posible y disminuir la frecuencia de corte dentro de la banda de la señal sin distorsionar demasiado la señal deseada. Siguiendo las recomendaciones de Skogstad, Nymoen, Høvin, Holm, y Jensenius (2013), se aplicara un 1) análisis residual para encontrar la frecuencia de corte para cada señal y un filtro digital de pasa bajo a los datos para suavizarlos. Adicionalmente vemos necesario aplicar un filtro de media unidimensional para reducir considerablemente el ruido presente en la señal, usando la herramienta de diseño y análisis del filtro de señales que está incluida dentro del software **MATLAB**.

5.4.3.4. Representación gráfica de las bioseñales de acuerdo a la TSD

Una vez los datos que se hayan procesado y filtrado correctamente, se cargan al *Workspace* de **MATLAB** o también llamado espacio de trabajo, la cual sirve de plataforma para recibir comandos, interpretarlos y luego ejecutarlos. Los datos serán

transformados con base a ciertas variables y representaciones gráficas, las cuales se describen a continuación:

- Variables a utilizar en el análisis cinemático. **Posición angular** (θ): El ángulo de un segmento (absoluto) o de una articulación (relativo), medido en radianes o grados.
- Representaciones graficas a elaborar con las variables a utilizar en el análisis cinemático. **DAA**: Es la relación de las posiciones angulares de dos articulaciones entre sí. Aunque los valores dentro de variables como el desplazamiento angular de una articulación, me proporcionan una medida fácil de obtener respecto a la ejecución del movimiento, no logran capturar la dinámica de movimiento, (Baumann, 1992) haciendo necesario que se representen gráficamente de manera que se puedan interpretar de manera cualitativa (Mullineaux & Wheat, 2002). Adicional a esto, es importante saber cómo pueden leerse estas graficas tan complejas para facilitar su comprensión (Ver FIGURA 19).

El sentido de lectura es asumida por el investigador (sentido horario o sentido anti horario).

Si en la lectura que hacemos desde el eje X o también llamado componente horizontal del gráfico existe un desplazamiento de izquierda a derecha (sabemos que los valores positivos irán en aumento, y los valores negativos irán en disminución), por lo tanto si el desplazamiento se dirige de derecha a izquierda, será lo contrario.

Si en la lectura que hacemos desde el eje Y o también llamado componente vertical del grafico existe un desplazamiento de abajo hacia arriba (sabemos que los valores positivos irán en aumento, y los valores negativos irán en disminución) por lo tanto si el desplazamiento se dirige de arriba hacia abajo, será lo contrario.

Si el movimiento se ejecuta en un plano frontal (valores positivos me indican que se realiza una abducción, y valores negativos me indican que se realiza una aducción), si el movimiento se ejecuta en un plano sagital (valores positivos me indican que se realiza una flexión, y valores negativos me indican que se realiza una extensión), y si el movimiento se ejecuta en un plano transversal (valores positivos me indican que se realiza una rotación externa, y valores negativos me indican que se realiza una rotación interna). Un valor igual a 0 me indica una posición neutra.

FIGURA 19. Pautas para la lectura de los DAA. Fuente: Autor.

Resumiendo en gran manera tanto los pasos involucrados en el procesamiento de las bioseñales como en la representación gráfica de estas, presentamos el siguiente esquema que puede ser útil para próximas investigaciones (Ver FIGURA 20).

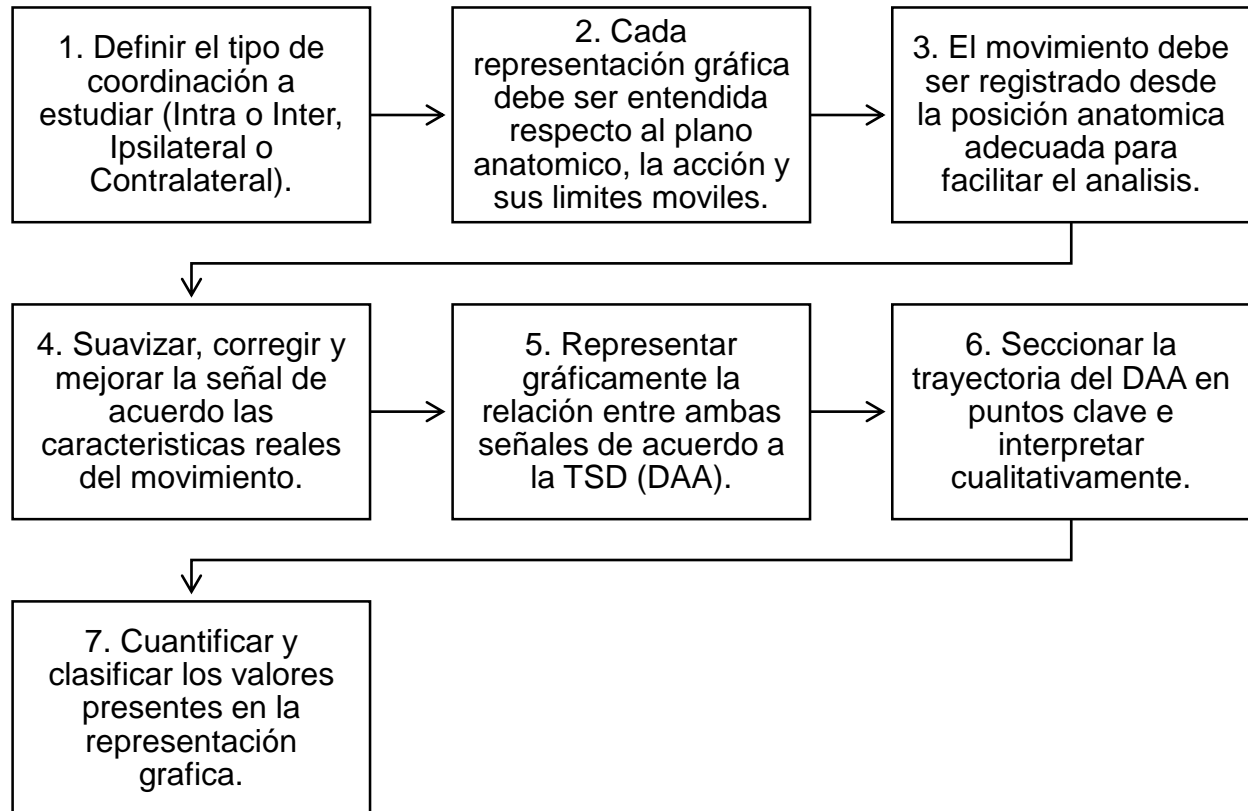


FIGURA 20. Mapa de procesos empleado para el procesamiento de las bioseñales. Fuente: Autor.

6.5. EVALUACIÓN BIOÉTICA

A continuación, se exponen las razones de peso que garantizan que la presente investigación tendrá un riesgo mayor al mínimo sobre el sujeto, y otro tipo de consideraciones que no están explícitas dentro del consentimiento informado adjunto a este documento (Ver ANEXO A).

6.5.1. Justificación legal

Declaración de la asociación médica mundial sobre la ética médica y la tecnología avanzada: Que determina que la tecnología médica debe utilizarse para promover la salud, el personal de la salud debe considerar la seguridad del paciente en el desarrollo y la aplicación de la tecnología médica. A fin de guiar a los médicos capaces de prestar una atención médica apropiada, se debe tratar de asegurar la entrega de una educación médica completa, enfocada en un uso y desarrollo seguros de la tecnología médica.

Norma ISO 9999 de 2011: Esta norma internacional establece una clasificación de productos de apoyo, producidos especialmente o disponibles en el mercado, para

personas con discapacidad. Lobo-Prat et al. (2014), elaboraron un inventario estratificado de interfaces de control no invasivas, utilizadas para la detección-intención del movimiento activo con dispositivos de asistencia de acuerdo con la norma ISO 9999 de 2011, en donde clasificaron estas interfaces estableciendo un sistema de control del movimiento humano, en el cual el sensor Kinect está clasificado de la siguiente manera:

- Como dispositivo de planta que representa la estructura mecánica y los tejidos pasivos corporales.
- Como dispositivo que mide el movimiento a través de sus segmentos corporales como fenómeno y señal fisiológica.
- Como dispositivo optoelectrónico y fotoeléctrico como sensor con su respectivo principio de transducción que registra la señal a través de un conjunto de cámaras acopladas.
- Como dispositivo que **NO TIENE CONTACTO CON LA PIEL** al interactuar con el usuario.
- Como dispositivo externo para su aplicación en seres humanos.

6.5.2. Justificación científica

Durante mucho tiempo se ha utilizado el efecto placebo en ECA como el “estándar de oro” en ensayos controlados, pero existen preocupaciones éticas cuando no están aprobadas terapias modificadoras eficaces de la enfermedad, como por ejemplo para personas que tienen formas recidivantes en la EM (National Multiple Sclerosis Society, 2008). Debido a ello, se elaboraron una guía de directrices para garantizar que los ensayos controlados con placebo se lleven a cabo de manera ética (Polman et al., 2008) justificables en las siguientes situaciones:

- **Cuando los resultados de la terapia de placebo no suponen un daño serio e irreversible.** Tales como ensayos clínicos de tratamientos sintomáticos.

7. RESULTADOS

7.1. EXERGAME VIRTUAL BALANCE

El *Exergame Virtual balance*, consiste en un *avatar* que se encuentra en un tronco virtual fijo con sus extremidades inferiores, el paciente representado por el *avatar*, deberá en ambas posiciones debe utilizar sus extremidades superiores abiertas no solo para poder balancearse, sino que también para evitar y capturar ciertos estímulos que aparecerán en la pantalla. Cuando el usuario empieza a perder el equilibrio, el avatar se inclina hacia un lado, momento en el cuál el usuario debe compensar está inclinación con movimientos ligeros o exagerados hacía el otro costado. El videojuego finaliza cuando el avatar cae completamente del tronco virtual, arrojando en pantalla del tiempo total el cuál el usuario permaneció en equilibrio (Ver FIGURA 21). El *Exergame* le exige al usuario que pueda controlar tanto el desplazamiento como la velocidad de cada uno de sus segmentos corporales, haciendo que aumente el grado de dificultad de la tarea a medida que incrementa la oscilación postural del paciente.



FIGURA 21. Captura del *Exergame*.

7.2. INTERVENCIÓN CON LOS PACIENTES

Usando el *Exergame Virtual Balance*, se llevó a cabo una sesión de rehabilitación con un paciente de EM y una sesión de interacción del mismo *Exergame* con un paciente sano en las instalaciones de la Clínica de Dolor del Eje Cafetero, con la presencia del médico fisiatra Jose Fernando Lopez. Antes de la intervención se diligencio el respectivo consentimiento informado por parte de ambos pacientes, y se le dio a

conocer el protocolo oficial de la intervención. Cabe aclarar que la presente tesis es de carácter experimental, por lo que solo se registraron datos correspondientes a la prueba previa a la intervención, no se realizó ninguna prueba posterior a la intervención con el paciente, solo le fueron administrados ejercicios físicos de estiramientos como estrategia de vuelta a la calma. Las bioseñales de MOCAP fueron recolectadas durante la sesión con el fin de analizarlas usando gráficas ángulo-ángulo en las posiciones unipodal y tándem. Durante la intervención cada paciente interactuó con el sistema alrededor de 30 minutos mostrando interés y altos niveles de entretenimiento durante toda la sesión.

Con el *Exergame* se pudieron extraer los movimientos de cada paciente en tiempo real, sin que este se sintiera incómodo con la interacción natural que ofrece el sensor. De cierta manera, cada paciente recibía una adecuada retroalimentación acerca de los estímulos que se le presentan en pantalla, entendiendo la dinámica del *Exergame* y utilizando estrategias posturales para no perder el equilibrio. El rol del profesional en deportes fue esencial para motivar al paciente, sentirse más inmerso en el entorno virtual y evitar así resultados contraproducentes en la interacción. Los tiempos de cada una de las posiciones fueron registrados automáticamente, el cuál imprimía en pantalla la duración en pie después de cada caída. La figura 22 muestra al paciente con EM interactuando con el videojuego instalado en las instalaciones de la clínica (izquierda). También muestra capturas de los registros de MOCAP tomados durante la intervención. Los resultados de los tiempos de ambos pacientes en las dos posiciones de juego son mostrados en la figura 24.

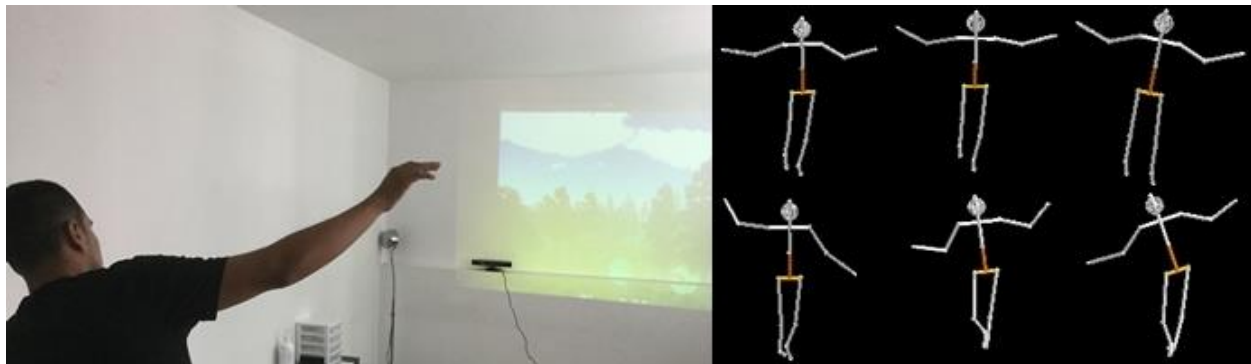


FIGURA 22. IZQ) Momento de interacción con el Exergame del paciente con EM y DER) la secuencia de algunos movimientos clave del esqueleto extraído durante la sesión.

7.3. PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL BIOMECÁNICA

Tomando como referencia el mapa de procesos expuesto en la figura 20, en primera instancia fueron analizadas las matrices rotacionales de PDA de hombro, rodilla, codo y cadera. En este análisis, solo fue posible trabajar con los PDA de hombro y cadera, debido a que los PDA de codo y rodilla no fueron realmente evidentes en el plano frontal y sus matrices de rotación no son recomendables en el análisis cinemático. Solo fue seleccionado un ciclo de movimiento por relación AA, basadas en las siguientes

relaciones según la 1) lateralidad: derecho y/o izquierdo, y respecto 2) al tipo de coordinación: interarticular. Adicionalmente, las bioseñales fueron filtradas usando **MATLAB** con el fin de reducir el ruido “tembloroso” muy común en las señales cinemáticas del sensor Kinect. En primer lugar se aplicó un filtro digital pasa baja tipo Butterworth con orden mínimo y con la frecuencia de corte establecida de acuerdo al análisis residual aplicada a cada señal, con el objeto de eliminar el ruido de baja frecuencia y aquellas oscilaciones irregulares presentes. Posterior a ello se aplicó un filtro media unidimensional de orden 30 para suavizar más aún la señal, justificado en el hecho de que existían variaciones abruptas en menos de un segundo las cuales no pertenecían a variaciones normales en el movimiento. La figura 23 muestra una gráfica que evidencia los efectos de cada filtro sobre las señales obtenidas con el sensor.

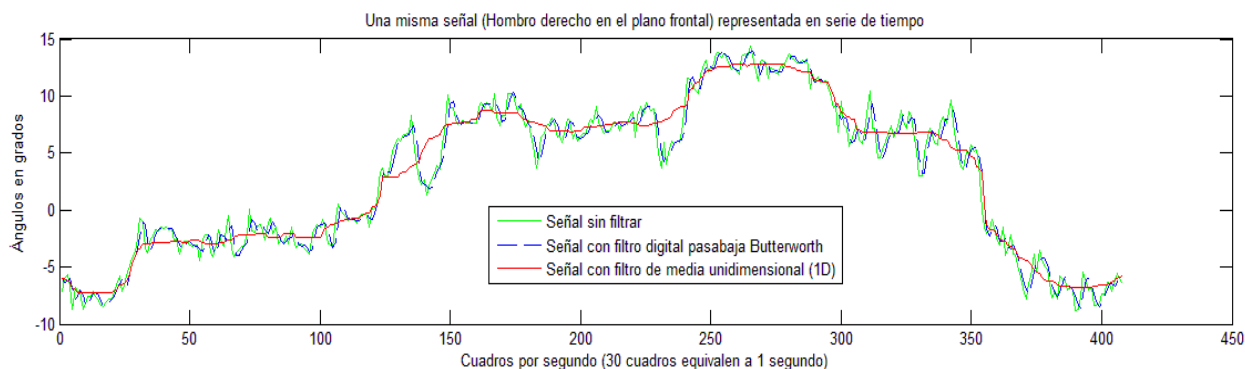


FIGURA 23. Ejemplo de representación gráfica de la señal obtenida y la procesada.

7.4. ANÁLISIS DESCRIPTIVO Y UNIVARIADO

Se realizó un análisis estadístico descriptivo de los desplazamientos angulares de los PDA selectos en las dos posiciones de juego, de acuerdo a ciertas medidas que me puedan cuantificar la variabilidad de los datos cinemáticos, adecuados para representar la tasa del inicio de un movimiento (Mullineaux, Bartlett, & Bennett, 2001).

TABLA 9. Medidas estadísticas descriptivas de las variables cinemáticas de ambos pacientes.

	Posición	ALP	Min	Max	ME	DE	%CV	IC95%	MC
	Paciente con EM	Unipodal	HDF	27,7	119,4	68,6	27,8	0,4	3,1
HIF			-6,8	103,8	48,7	36,3	0,7	4,1	60,7
CDF			-41,5	41,5	-6,3	27,1	-4,3	3,0	27,8
CIF			-28,3	41,8	6,2	23,7	3,8	2,7	24,5
Tándem		HDF	-7,3	12,8	3,0	6,4	2,2	0,6	7,1
		HIF	43,0	73,7	60,4	10,7	0,2	1,0	61,3
		CDF	-35,8	47,6	15,1	26,9	1,8	2,6	30,8
		CIF	-29,8	47,0	10,7	26,4	2,5	2,6	28,5

	Posición	ALP	Min	Max	ME	DE	%CV	IC95%	MC
Paciente sano	Unipodal	HDF	67,5	122,3	100,3	18,4	0,2	2,1	102,7
		HIF	64,7	75,1	71,4	3,2	0,0	0,4	72,0
		CDF	-5,8	2,4	-0,9	3,3	-3,7	0,4	3,4
		CIF	-4,6	5,9	-0,2	4,4	-21,0	0,5	4,4
	Tándem	HDF	46,8	122,4	74,9	20,1	0,3	2,0	77,5
		HIF	18,6	170,0	129,2	49,9	0,4	4,8	138,5
		CDF	-19,5	-5,3	-13,8	4,7	-0,3	0,5	14,6
		CIF	-12,4	-2,2	-6,0	3,4	-0,6	0,3	6,9

ALP: Acrónimo de “Articulación, Lado y Plano de movimiento”. **MIN:** Valor mínimo, **MAX:** Valor máximo, **ME:** Media de la muestra, **DE:** Desviación estándar de la muestra, **%CV:** Coeficiente de variación, **IC95%:** Intervalo de confianza al 95%, **MC:** Media cuadrática.

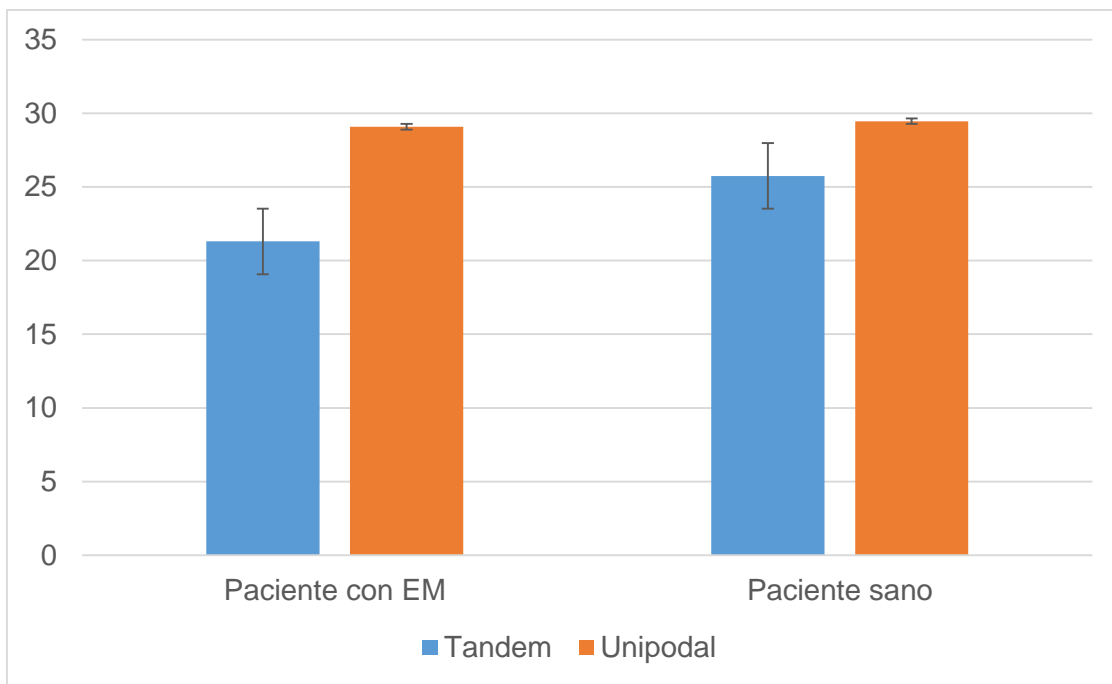


FIGURA 24. Promedios de los tiempos en las dos posiciones de juego de ambos pacientes.

7.5. REPRESENTACIÓN GRAFICA Y ANALISIS CUANTITATIVO DE LAS VARIABLES BIOMECAICAS

Solo se graficaron los diferentes diagramas AA por cada posición de juego en la intervención con el paciente con EM, con el objeto de dimensionar las diferentes relaciones de dos articulaciones, donde en el eje x se representaron las articulaciones

proximales y en el eje y las articulaciones distales. Para las relaciones donde se representaban dos articulaciones proximales se designó al eje x, como el eje de la articulación dominante. Entendiendo que un DAA es generalmente una gráfica cerrada, es decir no se puede diferenciar el punto inicial del final del movimiento, la lectura de estos gráficos puede realizarse desde cualquier zona del recorrido, siempre y cuando se determinen los puntos donde ocurren cambios en la coordinación gráfica (Bartlett, 2007). Con el fin de entender mejor el comportamiento de cada PDA en las gráficas AA, éstas son segmentadas en puntos clave o puntos de interés en donde se encuentran cambios de comportamiento (Ver FIGURA 19). A continuación se muestran los DAA extraídos de cada una de las posiciones de juego del paciente con EM, seis por posición y su respectiva interpretación.

7.5.1. Representaciones graficas en la posición Tándem.

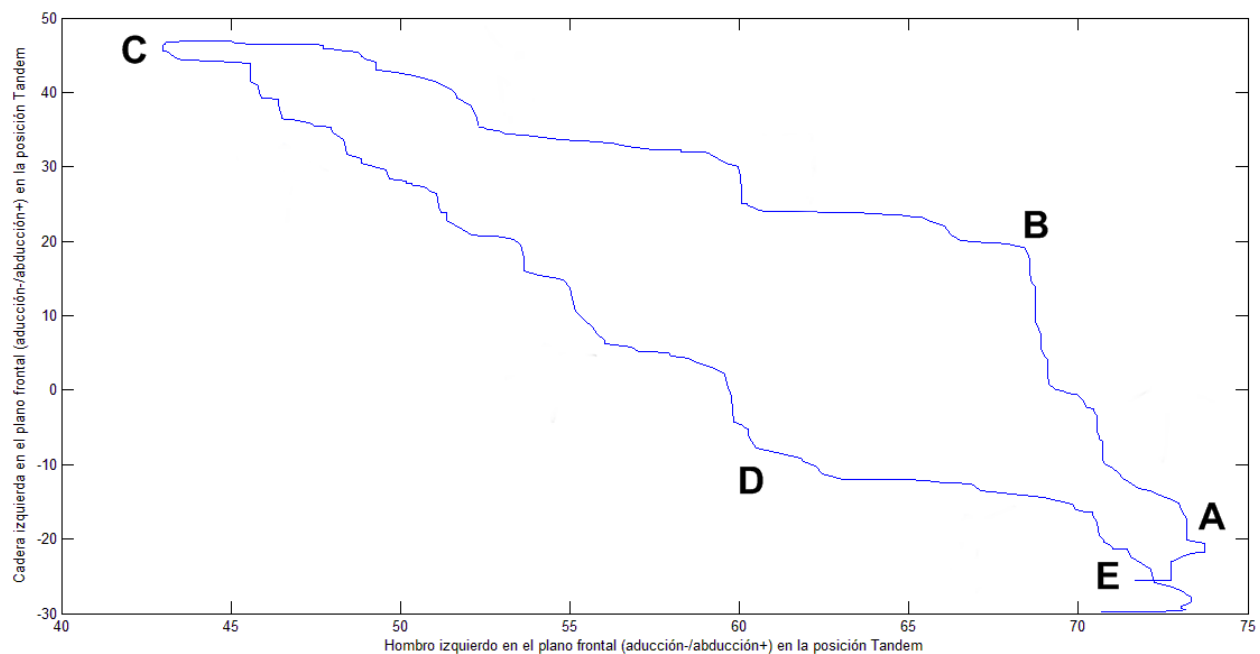


FIGURA 25. Hombro izquierdo vs Cadera izquierda en Tándem del paciente con EM.

En la anterior figura se explica la relación del hombro izquierdo (eje x) vs cadera izquierda (eje y) en la posición Tándem en sentido anti horario, segmentando la gráfica en 5 puntos clave: De **A** hasta **B** se presenta una orientación diagonal con pendiente positiva y un segmento vertical más pronunciado que otros segmentos en la gráfica, que finaliza la trayectoria, donde al inicio del movimiento el hombro disminuye de 74° a 68° en abducción y la cadera disminuye desde 20° en aducción, hasta el aumento de 18° en abducción. De **B** hasta **C** se presenta una orientación diagonal con pendiente positiva, donde al inicio del movimiento el hombro disminuye de 68° a 43° en abducción y la cadera aumenta 20° a 45° en abducción. De **C** hasta **D** se presenta una orientación diagonal con pendiente negativa que inicia con el cambio en la dirección de ambos ángulos, se presenta un aumento de la abducción del hombro de 43° a 60°, y una

disminución de la abducción desde 45° hasta los 8° grados de aducción. De **D** hasta **E** se presenta una orientación diagonal con pendiente negativa, donde el hombro disminuye de 60° a 72° y la cadera aumenta su aducción de 10° a 25°

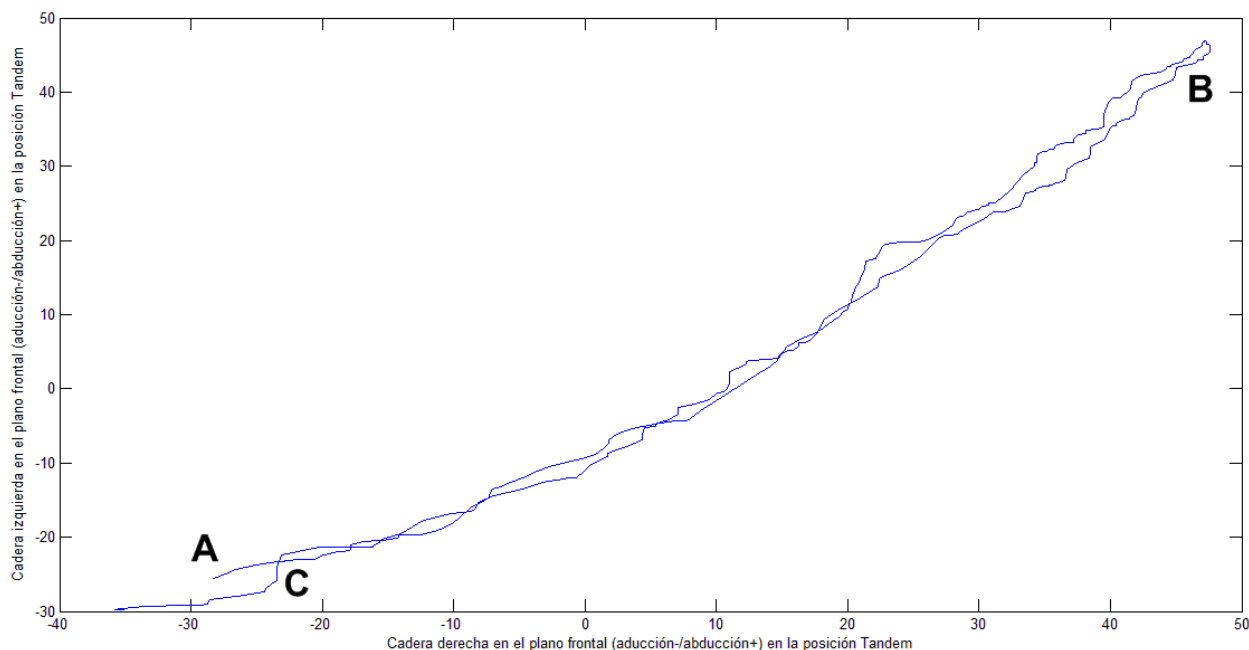


FIGURA 26. Cadera derecha vs Cadera izquierda en Tándem del paciente con EM.

En la anterior figura se explica la relación de la cadera derecha (eje x) vs cadera izquierda (eje y) en la posición Tándem en sentido horario, segmentando la gráfica en 2 puntos clave: De **A** hasta **B** se presenta una orientación diagonal con pendiente positiva, donde ambas caderas disminuyen su grado de aducción desde 25° hasta los 45° de abducción. De **B** hasta **C** se presenta una orientación diagonal con pendiente negativa donde ambas caderas disminuyen su grado de abducción desde 45° hasta los 30° de aducción. Cabe resaltar que en ciertas partes de la trayectoria existen resaltes que dan muestra de las pequeñas variaciones en ambos ángulos a pesar de su sincronía.

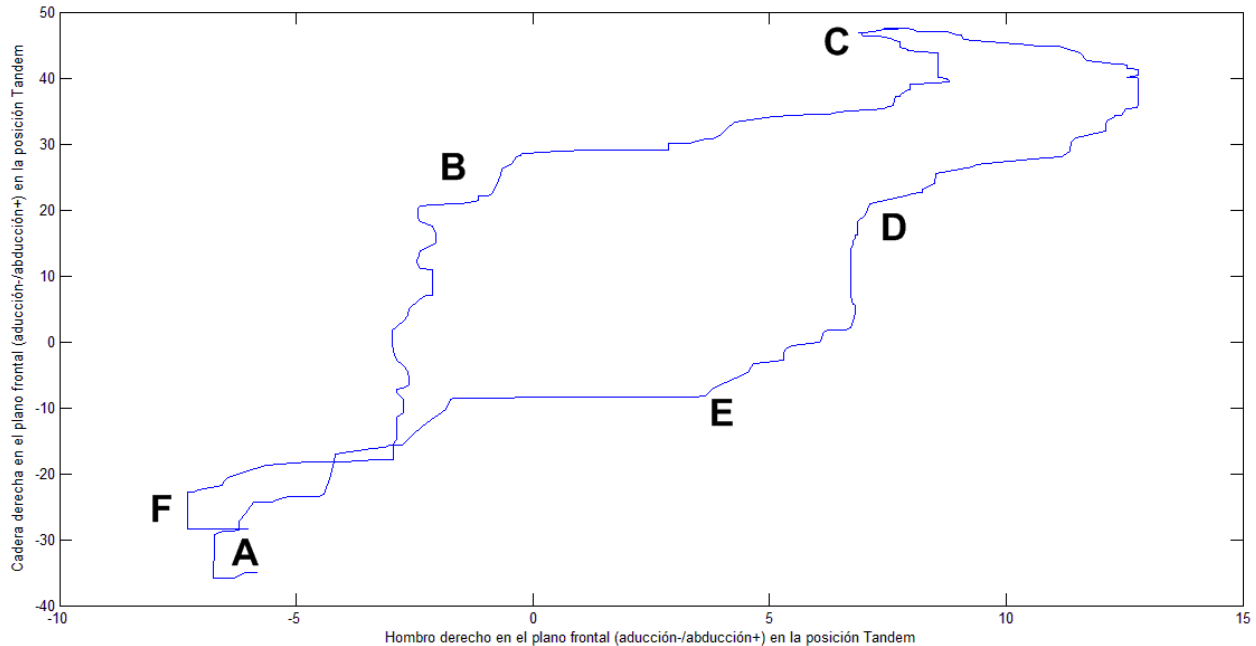


FIGURA 27. Hombro derecho vs Cadera derecha en Tándem del paciente con EM.

En la anterior figura se explica la relación del hombro derecho (eje x) vs cadera derecha (eje y) en la posición Tándem en sentido horario, segmentando la gráfica en 6 puntos clave: De **A** hasta **B** se presenta una orientación diagonal con pendiente positiva muy irregular, donde el hombro pasa de 6° a los 3° de aducción, mientras que la cadera pasa de 30° de aducción hasta los 20° de abducción. Desde **B** hasta **C** se presenta una orientación diagonal con una pendiente positiva muy irregular, donde el hombro inicia con 3° de aducción hasta los 8° de abducción, mientras que la cadera pasa de 20 a 45° de abducción. Desde **C** a **D**, se presente una trayectoria curva que cambia el tipo de coordinación hacia una pendiente una orientación diagonal con pendiente negativa, donde la cadera pasa de 45° de 15° de abducción, mientras que el hombro pasa de 6° a 7° grados de abducción. Desde **D** a **E** se presenta una orientación diagonal con una pendiente negativa donde el hombro pasa de 7° a 4° en abducción y la cadera pasa de 15° a 10° e abducción. Desde **E** hasta **F** se presenta una orientación semi-diagonal junto a una trayectoria horizontal, en la cual no hubo el ángulo de la cadera se mantuvo constante. En este segmento se presentó una disminución en la aducción de la cadera de 10 a 25°, mientras que el hombro cambio de 4° en abducción a 6° en aducción.

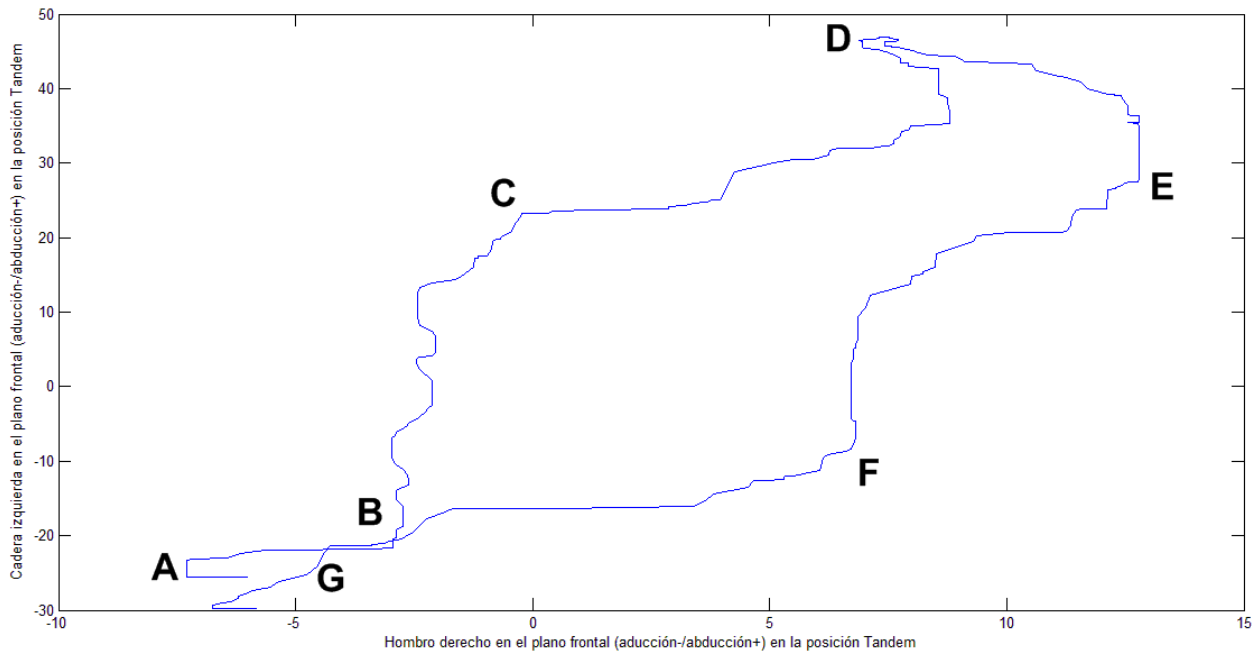


FIGURA 28. Hombro derecho vs Cadera izquierda en Tándem del paciente con EM.

En la anterior figura se explica la relación del hombro derecho (eje x) vs cadera izquierda (eje y) en la posición Tándem en sentido horario, segmentando la gráfica en 6 puntos clave: De **A** hasta **B** se presenta una orientación diagonal con pendiente positiva, tanto el hombro de 6° a 4° como la cadera de 22° a 19° presentan una disminución en su aducción. De **B** a **C** se presenta una orientación diagonal con pendiente positiva muy irregular, donde el hombro pasa de 4° a 0° de aducción y la cadera de 19° de aducción a 22° de abducción. De **C** a **D** se presenta una orientación diagonal con pendiente positiva menos irregular que el anterior segmento, donde el tanto el hombro pasa de 0° a 8° y la cadera de 22° a 45° de abducción. De **D** a **E**, se presenta una trayectoria curva dirigiéndose hacia una pendiente negativa, donde tanto el hombro y la cadera pasan de 8° a 12° y de 45° a 23° en abducción respectivamente. De **E** a **F** se presenta una orientación diagonal curva con una pendiente negativa, donde el hombro disminuye su abducción de 12° a 6° y la cadera pasa de 25° de abducción a 10° de aducción. De **F** a **G** se presenta una orientación diagonal negativa donde el hombro pasa de 6° de abducción a 4° de aducción y la cadera disminuye su aducción de 10° a 22°.

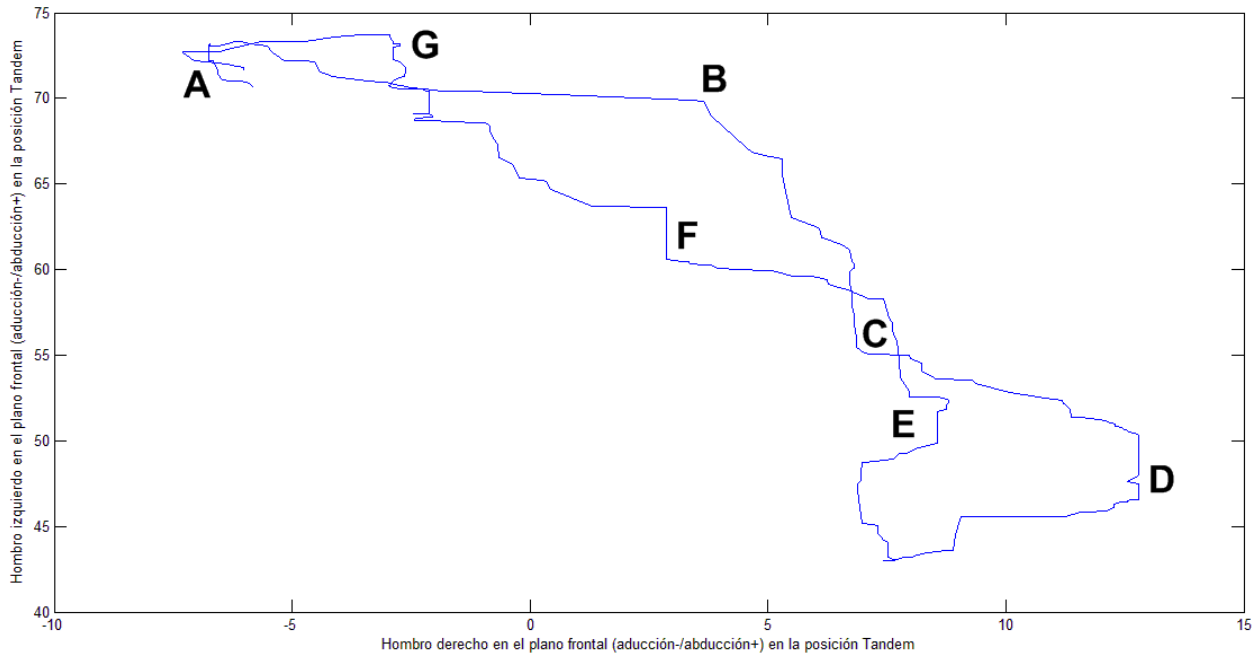


FIGURA 29. Hombro derecho vs Hombro izquierdo en Tándem del paciente con EM.

En la anterior figura se explica la relación del hombro derecho (eje x) vs el hombro izquierdo (eje y) en la posición Tándem en sentido horario, segmentando la gráfica en 5 puntos clave: De **A** hasta **B** se presenta una orientación diagonal con pendiente positiva, donde el hombro derecho pasa de 6° en aducción a 5° en abducción y el hombro izquierdo de 73° a 72° en abducción. De **B** hasta **C** se presenta una orientación diagonal con pendiente negativa, donde tanto el hombro derecho e izquierdo aumentan su abducción, de 5° a 7° y 72° a 55° respectivamente. De **C** a **D** se presenta una orientación diagonal con pendiente negativa, donde el hombro derecho pasa de 7° a 13° en abducción y el hombro izquierdo de 55° a 45° en abducción. De **D** a **E** existe una trayectoria curva que cambia el tipo de coordinación entre ángulos, donde el hombro derecho disminuye y el izquierdo aumenta, 13° a 7° y 45° a 50° en abducción respectivamente. De **E** a **F** existe una orientación diagonal con pendiente positiva, donde el hombro derecho disminuye y el izquierdo aumenta, de 7° a 4° y 50° a 56° en abducción respectivamente. De **F** a **G** existe una orientación diagonal con pendiente positiva donde el hombro derecho pasa de 4° en abducción a 4° en aducción y el izquierdo de 56° a 72° en abducción.

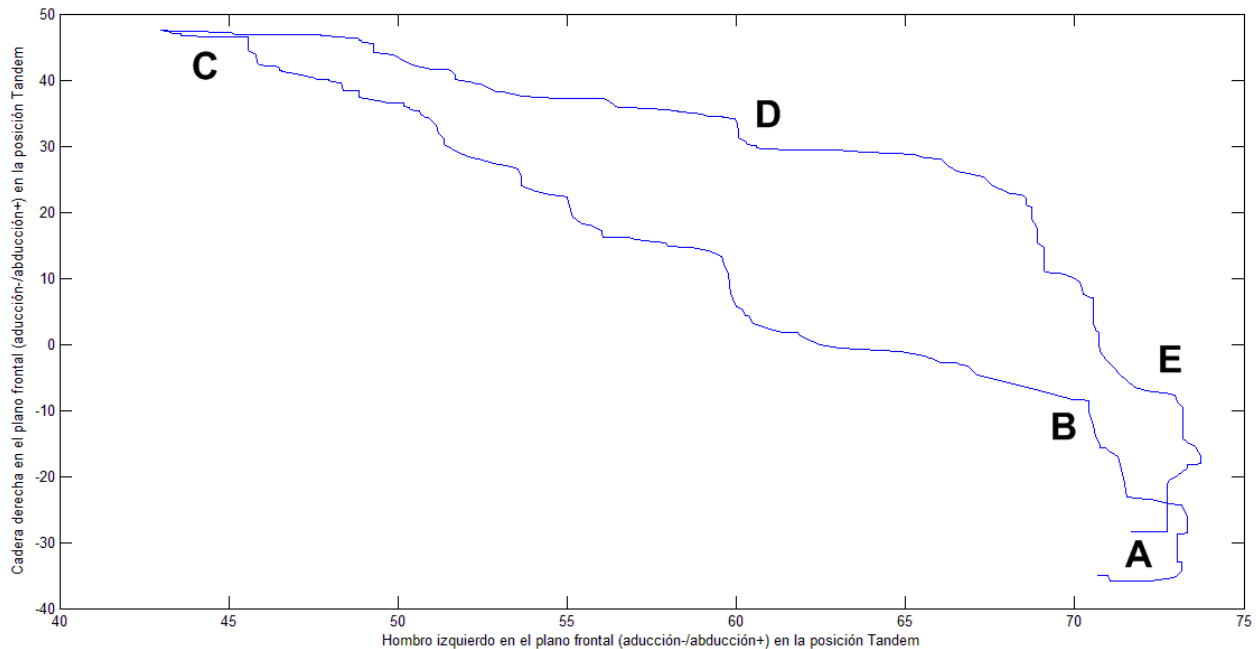


FIGURA 30. Hombro izquierdo vs Cadera derecha en Tándem del paciente con EM.

En la anterior figura se explica la relación del hombro izquierdo (eje x) vs la cadera derecha (eje y) en la posición Tándem en sentido horario, segmentando la gráfica en 5 puntos clave: De **A** hasta **B** se presenta una orientación diagonal con pendiente positiva, donde el hombro aumenta su abducción de 69° a 70° y la cadera disminuye su aducción de 30° a 10°. De **B** a **C** se presenta una orientación diagonal con pendiente positiva donde el hombro pasa de 70° a 45° en abducción y la cadera pasa de 10° en aducción a 45° en abducción. De **C** a **D** existe una trayectoria en bucle que cambia el tipo de coordinación entre ángulos con pendiente negativa, donde el hombro aumenta y la cadera disminuye, 45° a 60° y 45° a 33° en abducción respectivamente. De **D** a **E** se presenta una orientación diagonal con pendiente negativa donde el hombro aumenta en abducción de 60° a 73° y la cadera pasa de 33° en abducción a 10° en aducción.

Respecto a las anteriores figuras 25 a 30, se observa que en las relaciones DAA de la posición Tándem tanto del hombro izquierdo como derecho vs ambos lados de la cadera se sigue una misma zona de convergencia, con ciertas zonas suaves que indican un patrón bien controlado durante el movimiento. Además que en casi todos los DAA de esta posición suelen haber trayectorias cerradas que indican una mayor simetría y sincronización intersegmental. Tan solo en el DAA de ambos lados de la cadera existió, una sincronía casi exacta que indicaba que se estaba recorriendo la misma magnitud angular. Mientras que en el DAA de ambos lados del hombro, el patrón sigue un patrón muy inestable con bucles muy variables que no permitían una buena interpretación del movimiento. Otro punto a aclarar en estos DAA es el error en el límite máximo de la aducción de cadera presente en las figuras 26, 27 y 30, debido a las discontinuidades en la señal registrada.

7.5.2. Representaciones graficas en la posición Unipodal.

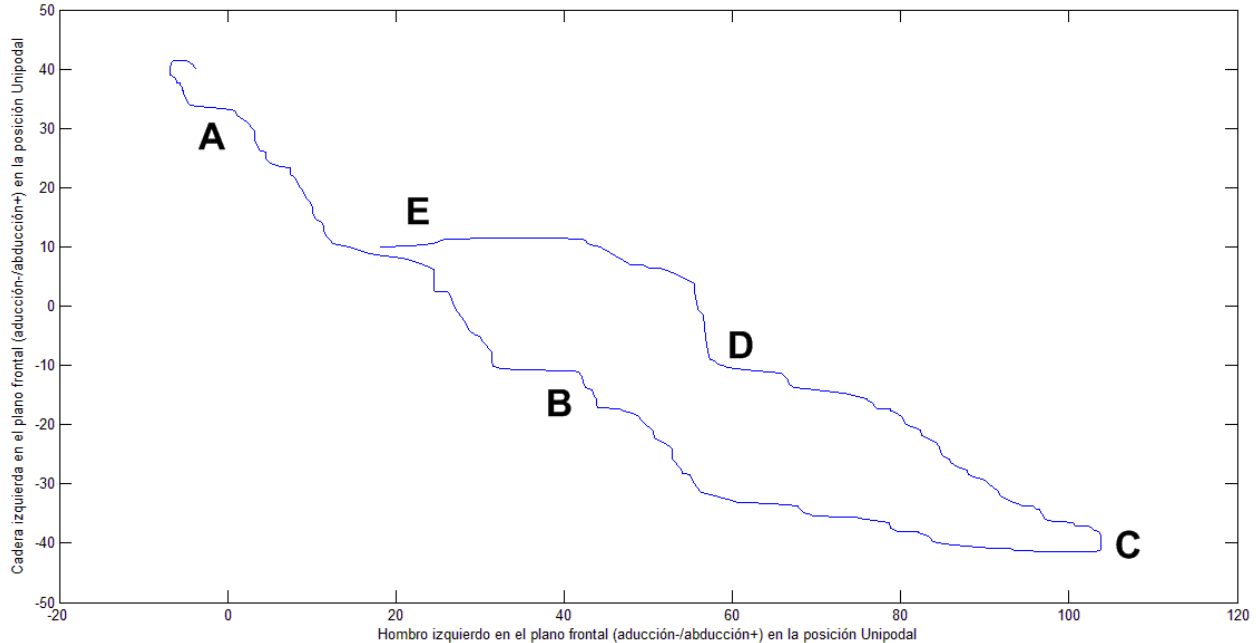


FIGURA 31. Hombro izquierdo vs Cadera izquierda en Unipodal del paciente con EM.

En la anterior figura se explica la relación del hombro izquierdo (eje x) vs cadera izquierda (eje y) en la posición Unipodal en sentido anti horario, segmentando la gráfica en 5 puntos clave: De **A** hasta **B** se presenta una orientación diagonal negativa, donde al inicio del movimiento el hombro pasa de 5° de aducción a 40° de abducción, mientras que la cadera pasa de 40° de abducción a 12° de aducción. De **B** hasta **C** se presenta una orientación diagonal negativa, donde al inicio del movimiento el hombro pasa de 40° a 110° de abducción, mientras que la cadera pasa de 12° a su límite máximo en aducción. Desde **C** hasta **D** se presenta una orientación diagonal positiva trayectoria redonda que me indica que cambia el tipo de coordinación en el punto máximo del movimiento, donde el hombro pasa de 110° a 55° de abducción y la cadera pasa de su límite máximo a 10° en aducción. Desde **D** hasta **E** se presenta una orientación diagonal positiva, donde el hombro pasa de 55° a 15° de abducción y la cadera pasa de 10° de aducción a 10° de abducción.

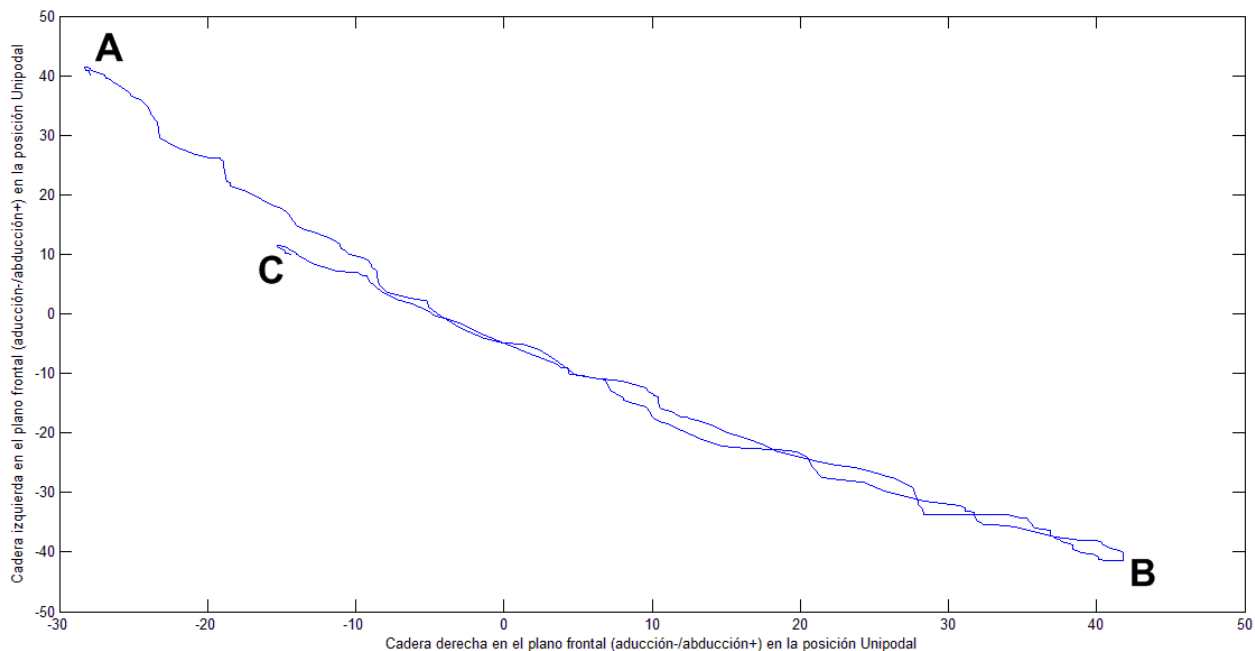


FIGURA 32. Cadera derecha vs Cadera izquierda en Unipodal del paciente con EM.

En la anterior figura se explica la relación de la cadera derecha (eje x) vs cadera izquierda (eje y) en la posición Unipodal en sentido horario, segmentando la gráfica en 3 puntos clave: De **A** hasta **B** se presenta una orientación diagonal con pendiente negativa donde la cadera izquierda pasa de 40° en abducción a 30° en aducción aproximadamente y la cadera derecha pasa de 29° en aducción a 30 en abducción. De **B** hasta **C** se presenta una orientación diagonal con pendiente positiva donde la cadera derecha pasa de 40° en abducción a 15° en aducción, y la cadera izquierda de 30° en aducción a 10° en abducción.

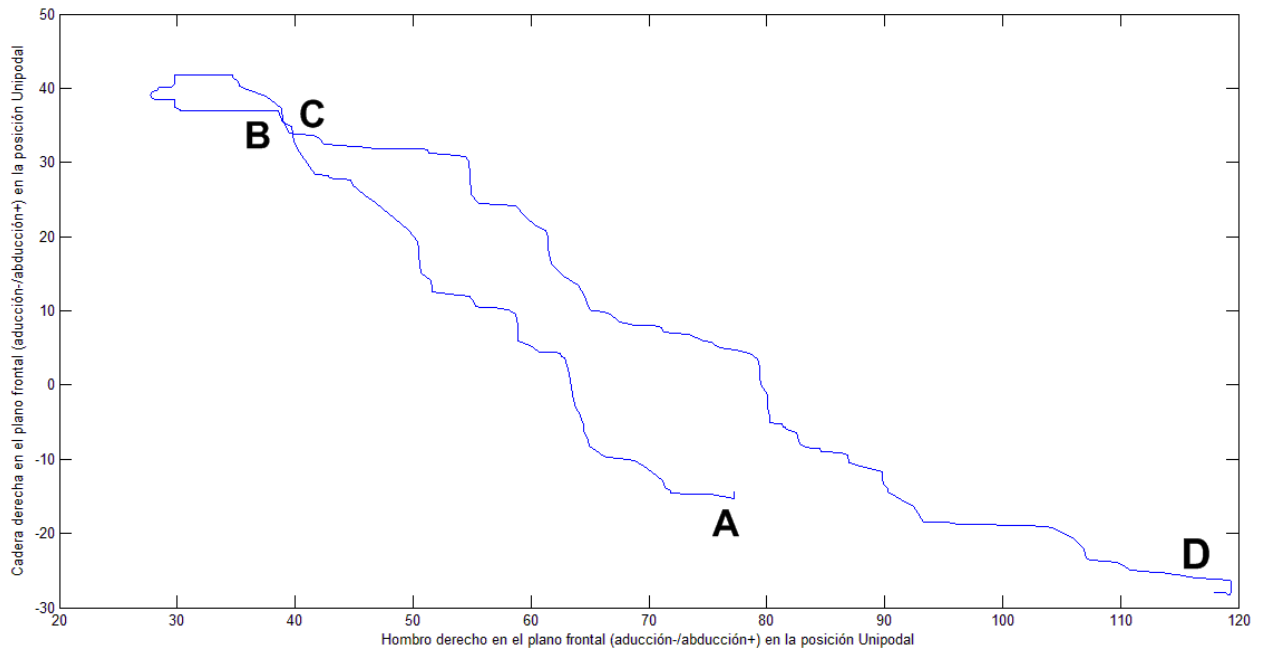


FIGURA 33. Hombro derecho vs Cadera derecha en Unipodal del paciente con EM.

En la anterior figura se explica la relación del hombro derecho (eje x) vs la cadera derecha (eje y) en la posición Unipodal en sentido horario, segmentando la gráfica en 4 puntos clave. Desde **A** hasta **B** se presenta una orientación diagonal con pendiente positiva, donde el hombro disminuye su abducción de 77° hasta los 39° y la cadera pasa de 17° de aducción hasta los 33° de abducción. Desde **B** hasta **C** se presenta una trayectoria curva que cambia el tipo de coordinación de los ángulos, donde tanto el hombro como la cadera pasan de 39° a 41° y 33° a 34° de abducción respectivamente. De **C** hasta **D**, se presenta una orientación diagonal con pendiente negativa donde el hombro pasa de 41° a 120° en abducción y la cadera de 35° en abducción hasta los 25° de aducción.

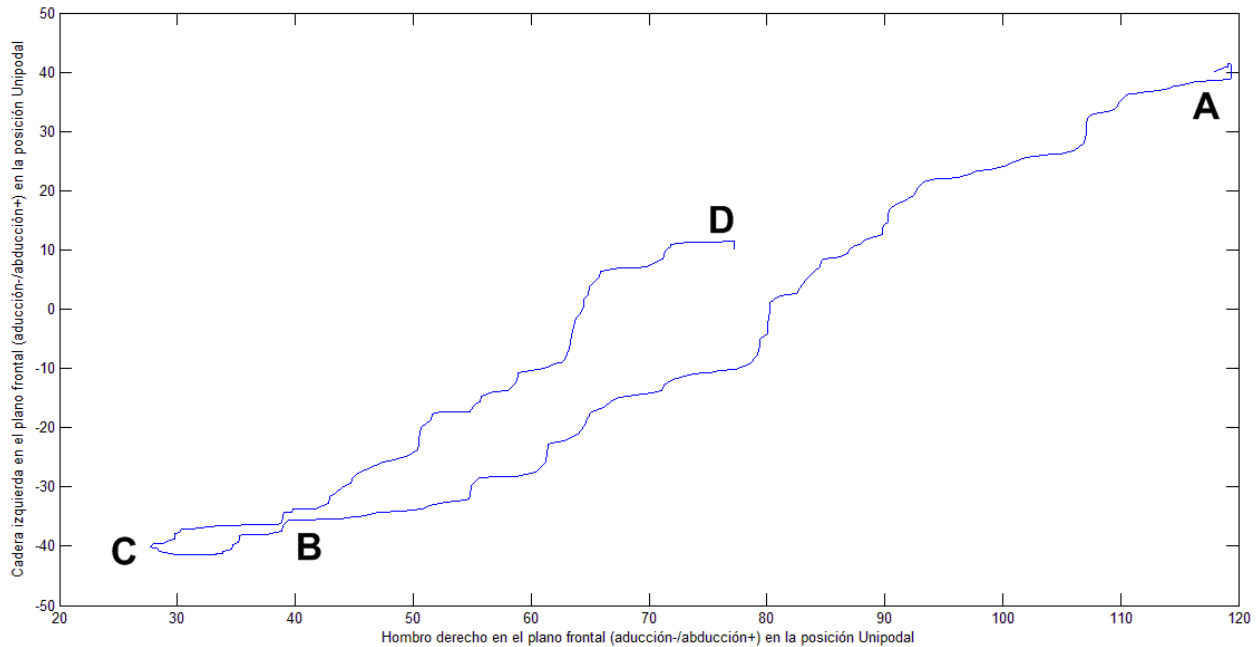


FIGURA 34. Hombro derecho vs Cadera izquierda en Unipodal del paciente con EM.

En la anterior figura se explica la relación del hombro derecho (eje x) vs la cadera izquierda (eje y) en la posición Unipodal en sentido horario, segmentando la gráfica en 4 puntos clave. Desde **A** hasta **B** se presenta una orientación diagonal con pendiente negativa donde el hombro disminuye su abducción de 120° a 40° y la cadera pasa de 35° en abducción a 30° en aducción. Desde **B** hasta **C** se presenta una trayectoria curva que cambia el tipo de coordinación entre ángulos, donde el hombro pasa de 40° a 26° en abducción y la cadera no cambia su límite en aducción. Desde **C** hasta **D** el hombro aumenta su abducción de 26° a 72° y la cadera pasa desde 30° en aducción hasta los 10° en abducción.

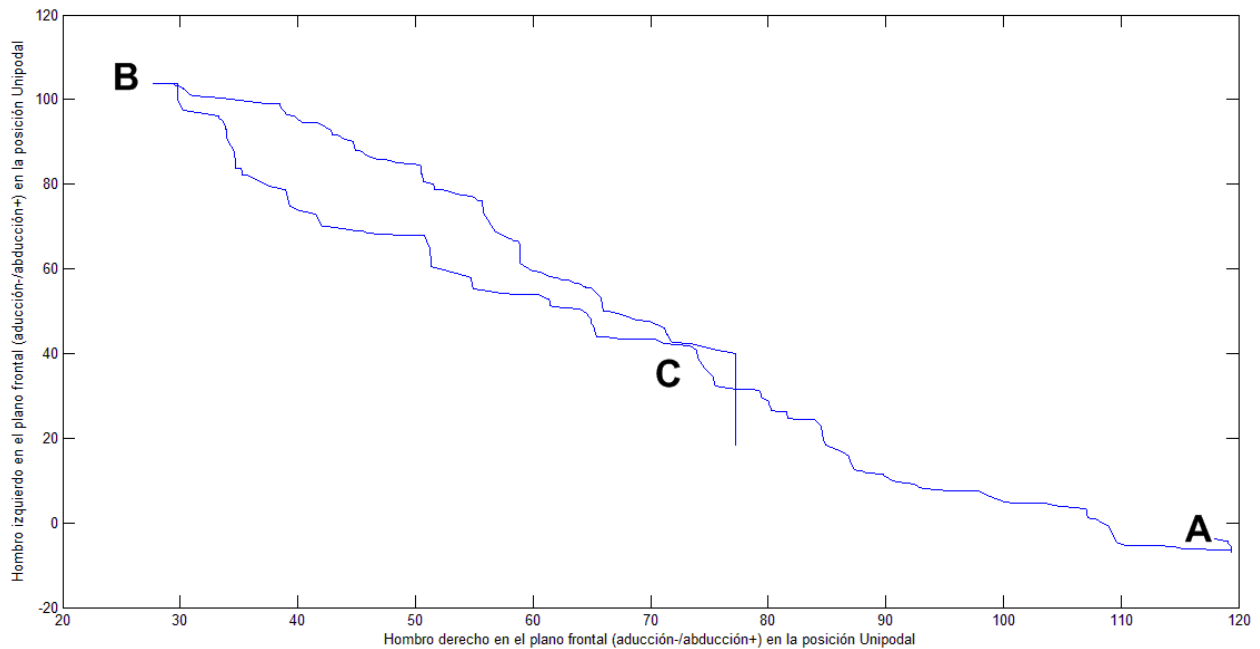


FIGURA 35. Hombro derecho vs Hombro izquierdo en Unipodal del paciente con EM.

En la anterior figura se explica la relación del hombro derecho (eje x) vs hombro izquierdo (eje y) en la posición Unipodal en sentido antihorario, segmentando la gráfica en 3 puntos clave. De **A** hasta **B** existe una orientación diagonal con pendiente positiva, donde el hombro derecho disminuye su abducción de 120° a 30° y el hombro izquierdo pasa de 10° en aducción a 100° en abducción. De **B** hasta **C** existe un cambio en la coordinación, donde el hombro derecho aumenta su abducción de 30° a 70° y el hombro izquierdo disminuye su abducción de 100° a 30° .

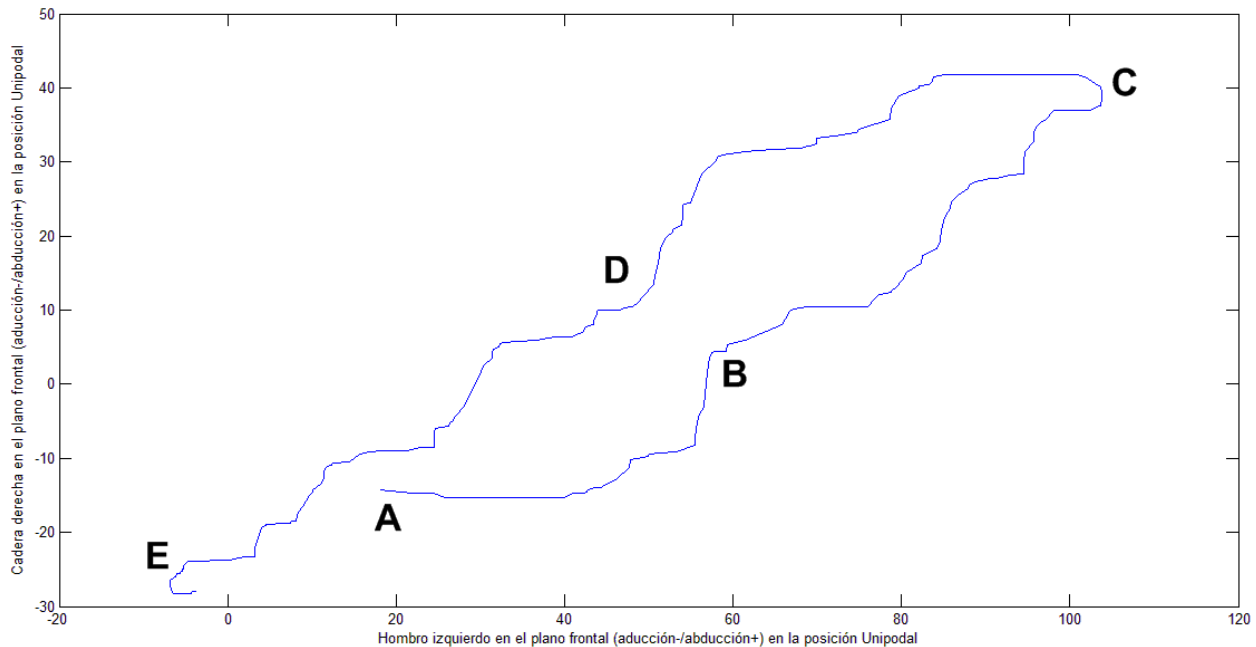


FIGURA 36. Hombro izquierdo vs Cadera derecha en Unipodal del paciente con EM.

En la anterior figura se explica la relación del hombro izquierdo (eje x) vs la cadera derecha (eje y) en la posición Unipodal en sentido anti horario, segmentando la gráfica en 4 puntos clave. De **A** hasta **B** existe una orientación diagonal con pendiente positiva donde el hombro pasa de 20° en 60° en abducción y la cadera de 16° de aducción a 3° de abducción. De **B** hasta **C** existe un aumento tanto del hombro como de la cadera en abducción, de 60° a 100° y 3° a 40° respectivamente. De **C** hasta **D** se presenta una orientación diagonal con pendiente negativa, donde el hombro disminuye su abducción de 100° a 40° y la cadera aumenta su abducción de 40° a 100°. De **D** a **E** el hombro pasa de 40° de abducción a 7° de aducción, y la cadera pasa de 10° de abducción a 20° en aducción.

Respecto a las figuras 31 a 36, se observa en la anteriores seis DAA de la posición Unipodal, que no se repite la misma zona de convergencia, dado por el hecho que los AA seguían direcciones opuestas en la misma acción, además que existen pocas trayectorias cerradas lo que me da a entender que los ángulos no se alcanzan a coordinar. Tan solo en el AA de ambos lados de la cadera existió, una sincronía casi exacta que indicaba que se estaba recorriendo la misma magnitud angular. Mientras que en el AA de ambos lados del hombro, el patrón sigue un patrón muy inestable y diagonalmente lineal. Otro punto a aclarar en estos DAA es el error en el límite máximo de la aducción de cadera presente en las figuras 31, 32 y 34, debido a las discontinuidades en la señal registrada.

7.6. CLASIFICACIÓN DE LAS VARIABLES BIOMECAICAS

Para cuantificar los valores presentes en los diferentes DAA de cada posición, se usó la técnica de codificación vectorial siguiendo los pasos de (R. Needham, R. Naemi, & N. Chockalingam, 2015), para hallar las relaciones arco tangente entre ambos puntos tanto del eje x como del eje y de cada DAA. Posterior a ello, se clasificaron estos valores utilizando la clasificación de los patrones de coordinación primero en diagrama de barras expuestos en la figura 26 y 27, y luego con sus respectivas medidas en ángulos en un sistema de coordenadas polares como se muestra en la figura 13. Se puede apreciar un ejemplo de esta representación con valores de la posición Unipodal en la figura 28.

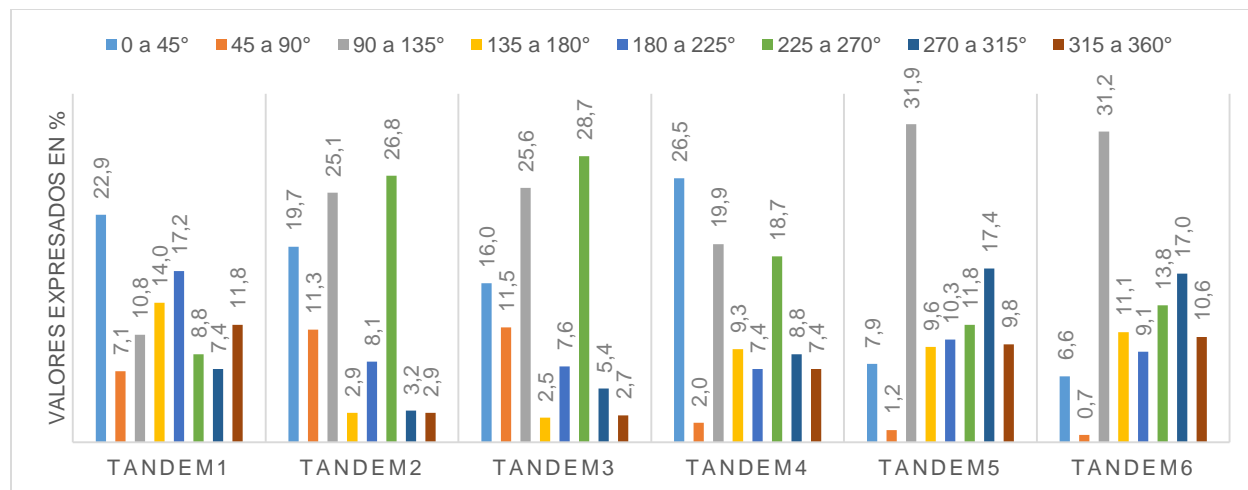


FIGURA 37. Resumen gráfico de la clasificación de los patrones de encontrados en la posición Tándem del paciente con EM.

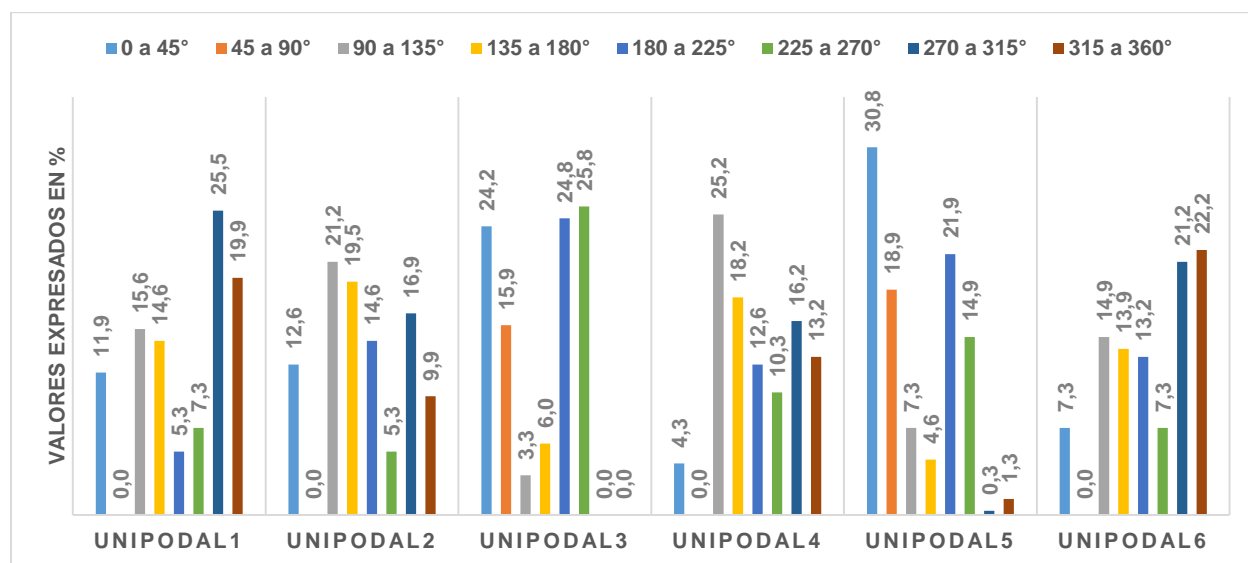


FIGURA 38. Resumen gráfico de la clasificación de los patrones de encontrados en la posición Unipodal del paciente con EM.

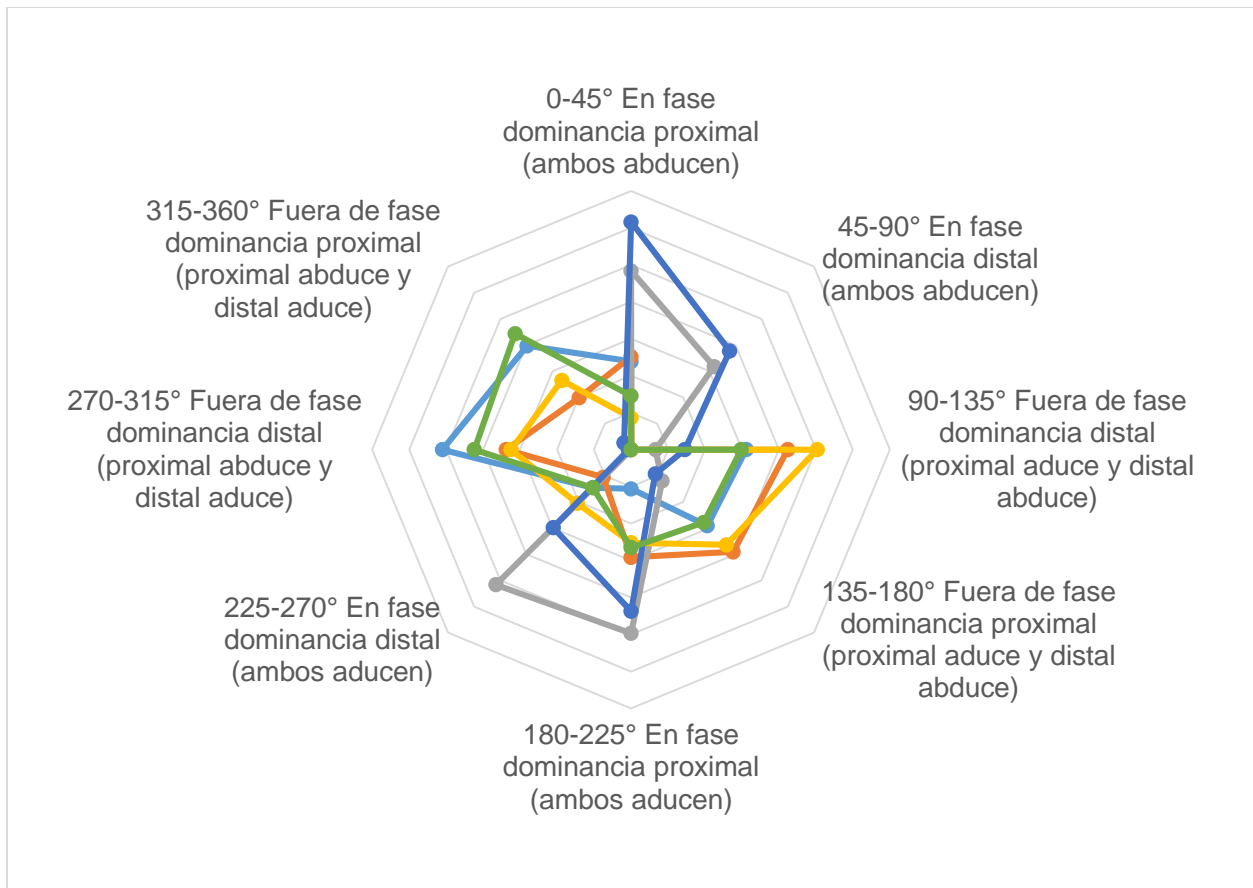


FIGURA 39. Ejemplo de la clasificación de los patrones de coordinación en representada en coordenadas polares de los DAA encontrados en la posición Unipodal del paciente con EM.

Se observa como convergen de manera geométrica las diferentes relaciones AA de varios PDA en la misma posición, generando en ciertas zonas el mismo patrón espacial. Este tipo de representaciones es útil para entender si varios PDA siguen el mismo tipo de coordinación como herramienta complementaria a los DAA. Aunque si se calculan varios ciclos de un mismo movimiento se hace más difícil leer estos patrones de coordinación. Ahora bien para comparar los patrones de coordinación de un mismo DAA en los dos pacientes, representamos gráficamente los DAA más significativos del paciente con EM y el paciente sano para encontrar diferencias en sus trayectorias y sus medidas porcentuales.

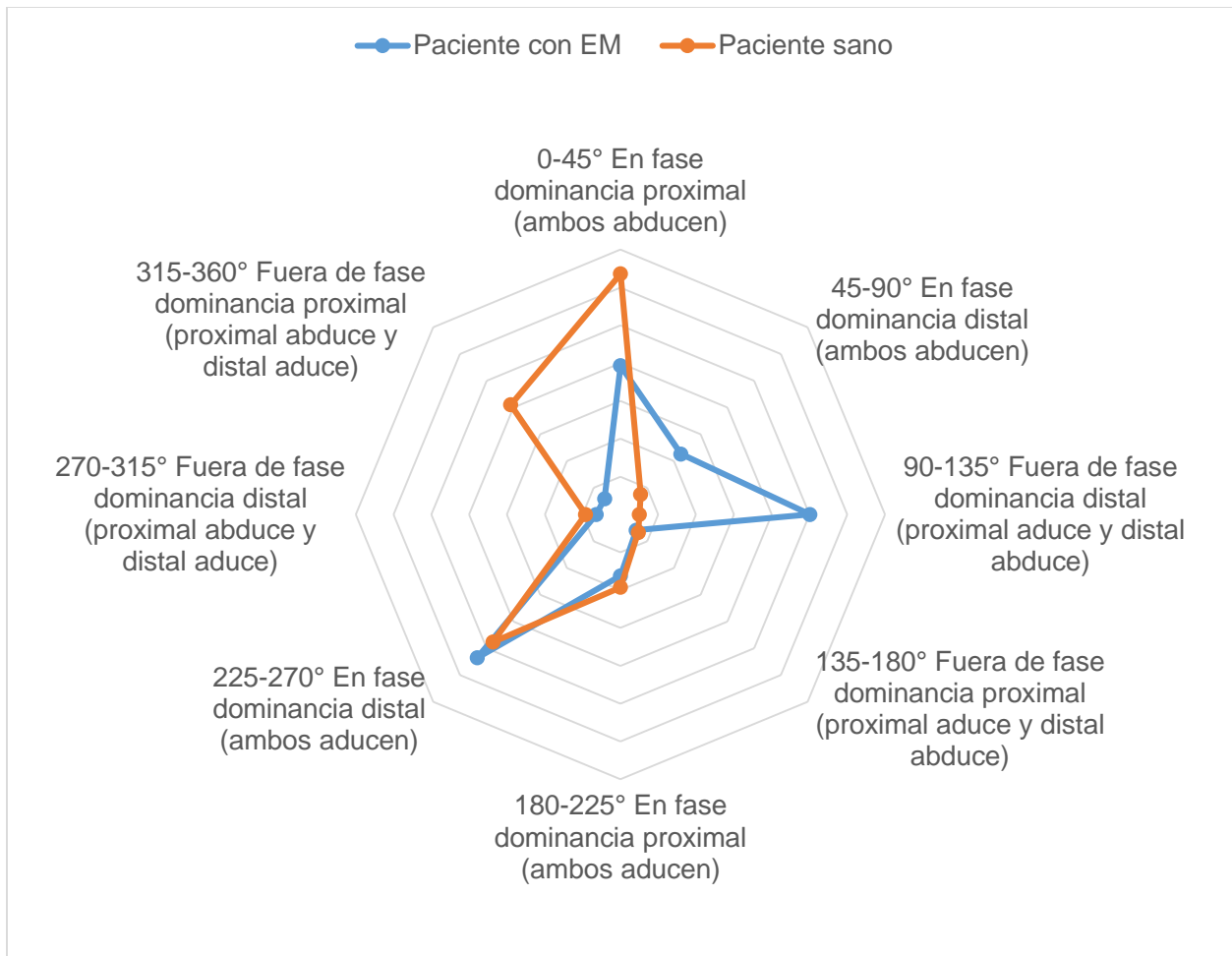


FIGURA 40. Patrones de coordinación encontrados en la relación Hombro derecho vs Cadera derecha de la posición Tándem en el paciente con EM y el paciente sano.

En la anterior figura observamos que de **0 a 45°** existe una relación del 19,7 y 31,8 % en el paciente con EM y sano respectivamente, de **45° a 90°** existe una relación del 11,3 y 3,8 % en el paciente con EM y sano respectivamente, de **90° a 135°** existe una relación del 25,1 y 2,5 % en el paciente con EM y sano respectivamente, de **135° a 180°** existe una relación del 2,9 y 3,3 % en el paciente con EM y sano respectivamente, de **180° a 225°** existe una relación del 8,1 y 9,6 % en el paciente con EM y sano respectivamente, de **225° a 270°** existe una relación del 26,8 y 23,8 % en el paciente con EM y sano respectivamente, de **270° a 315°** existe una relación del 3,2 y 4,6 % en el paciente con EM y sano respectivamente, y de **315° a 360°** existe una relación del 2,9 y 20,5 % en el paciente con EM y sano respectivamente.

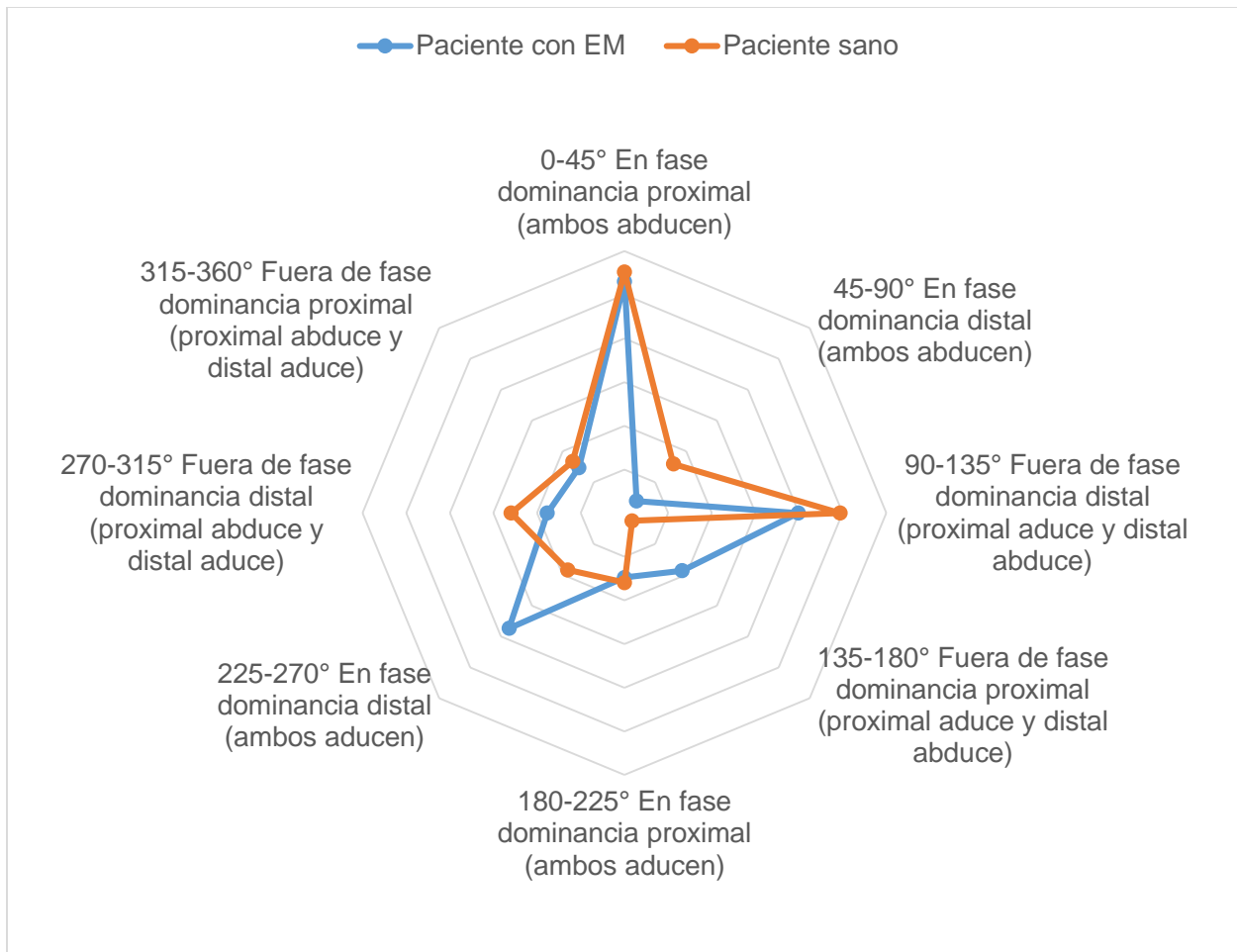


FIGURA 41. Patrones de coordinación encontrados en la relación Hombro derecho vs Hombro izquierdo de la posición Tándem en el paciente con EM y el paciente sano.

En la anterior figura observamos que de **0 a 45°** existe una relación del 26,5 y 27,6 % en el paciente con EM y sano respectivamente, de **45° a 90°** existe una relación del 2,0 y 7,9 % en el paciente con EM y sano respectivamente, de **90° a 135°** existe una relación del 19,9 y 24,7 % en el paciente con EM y sano respectivamente, de **135° a 180°** existe una relación del 9,3 y 1,3 % en el paciente con EM y sano respectivamente, de **180° a 225°** existe una relación del 7,4 y 7,9 % en el paciente con EM y sano respectivamente, de **225° a 270°** existe una relación del 18,7 y 9,2 % en el paciente con EM y sano respectivamente, de **270° a 315°** existe una relación del 8,8 y 13,0 % en el paciente con EM y sano respectivamente, y de **315° a 360°** existe una relación del 7,4 y 8,4 % en el paciente con EM y sano respectivamente.

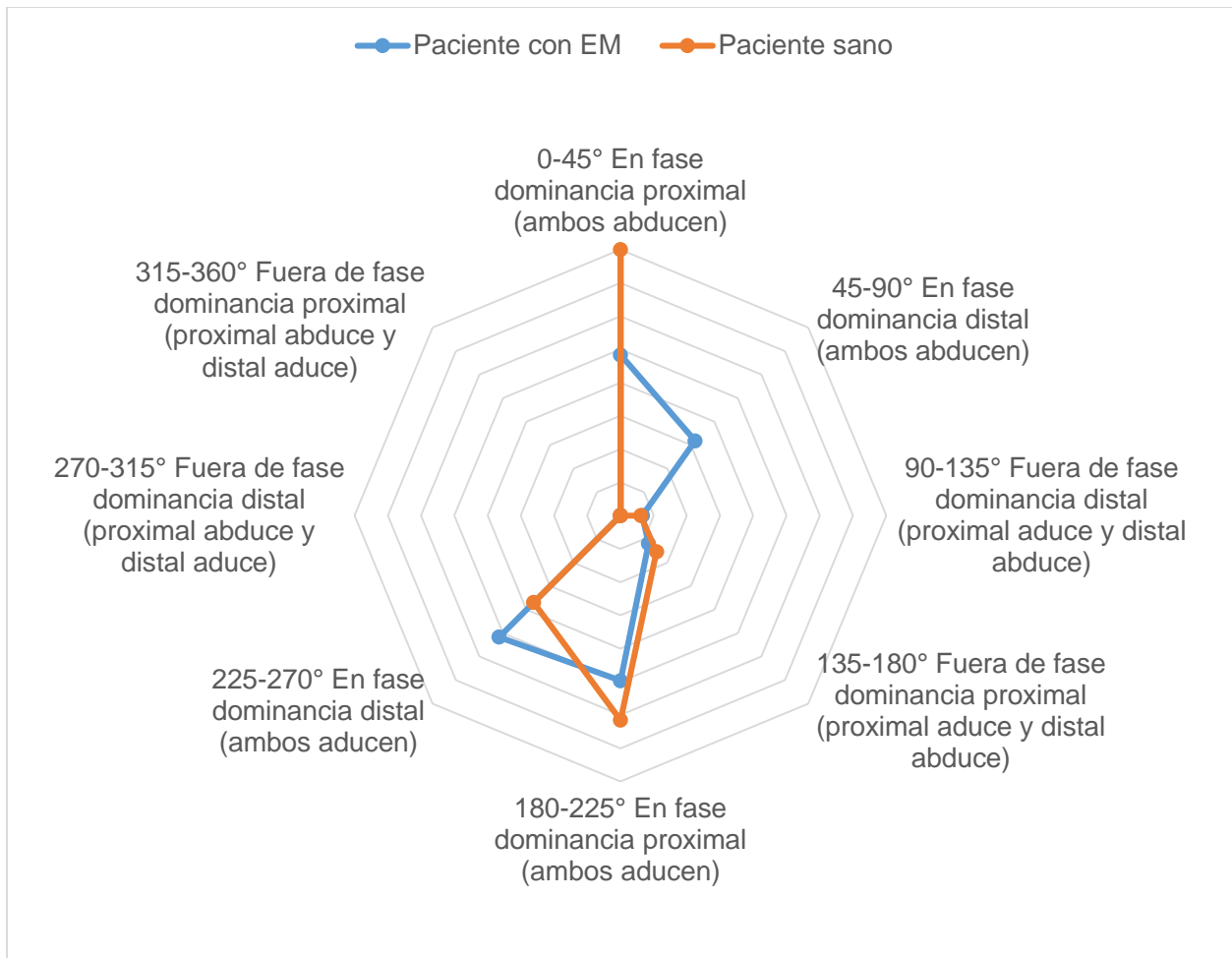


FIGURA 42. Patrones de coordinación encontrados en la relación Hombro derecho vs Cadera izquierda de la posición Unipodal en el paciente con EM y el paciente sano.

En la anterior figura observamos que de **0 a 45°** existe una relación del 24,2 y 40,0 % en el paciente con EM y sano respectivamente, de **45° a 90°** existe una relación del 15,9 y 0,0 % en el paciente con EM y sano respectivamente, de **90° a 135°** existe una relación del 3,3 y 3,1 % en el paciente con EM y sano respectivamente, de **135° a 180°** existe una relación del 6,0 y 7,7 % en el paciente con EM y sano respectivamente, de **180° a 225°** existe una relación del 24,8 y 30,8 % en el paciente con EM y sano respectivamente, de **225° a 270°** existe una relación del 25,8 y 18,5 % en el paciente con EM y sano respectivamente, y tanto de **270° a 315°** como de **315° a 360°** no se hallaron relaciones en el paciente con EM y sano.

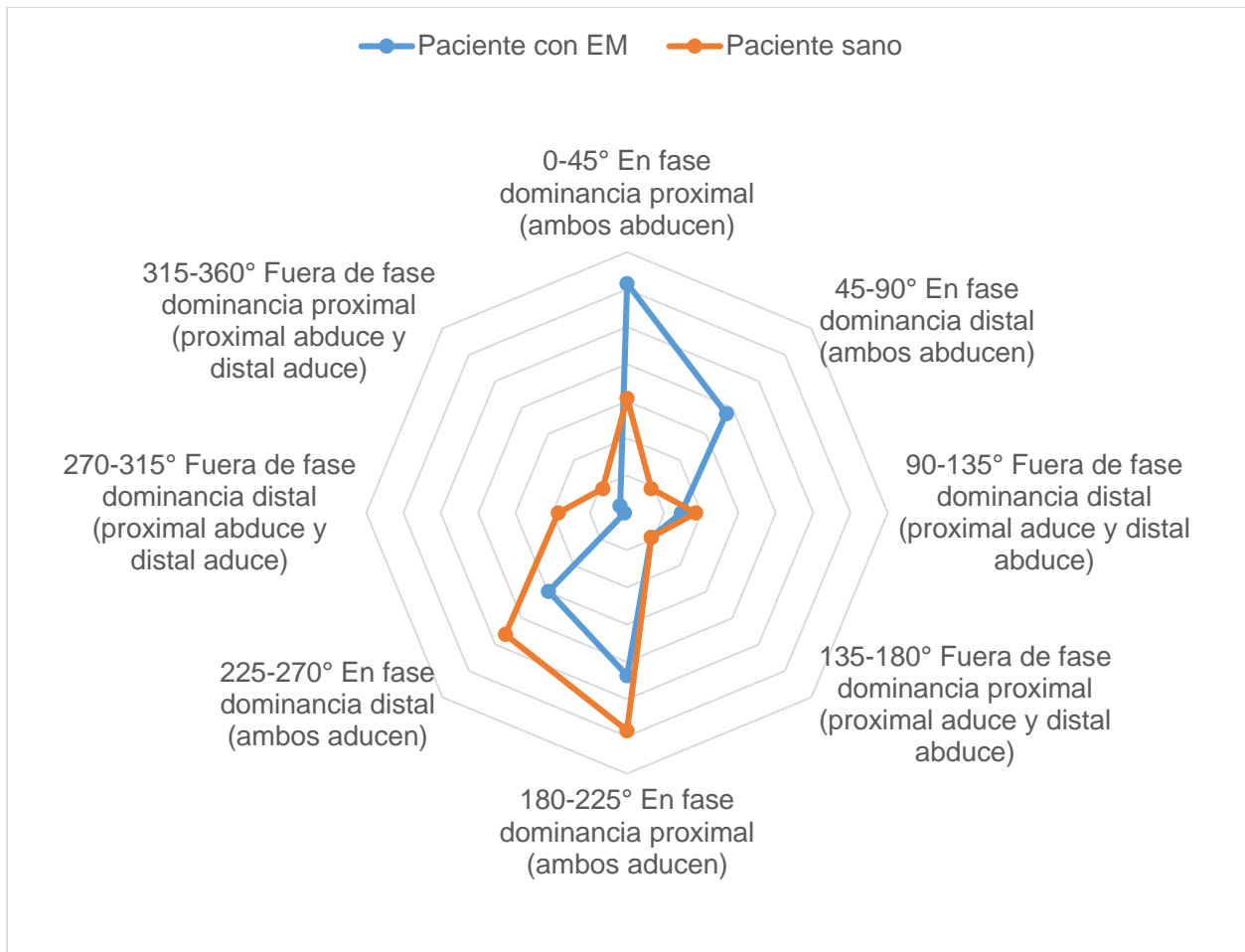


FIGURA 43. Patrones de coordinación encontrados en la relación Hombro izquierda vs Cadera derecha de la posición Unipodal en el paciente con EM y el paciente sano.

En la anterior figura observamos que de **0 a 45°** existe una relación del 30,8 y 15,4 % en el paciente con EM y sano respectivamente, de **45° a 90°** existe una relación del 18,9 y 4,6 % en el paciente con EM y sano respectivamente, de **90° a 135°** existe una relación del 7,3 y 9,2 % en el paciente con EM y sano respectivamente, de **135° a 180°** existe una relación del 4,6 % tanto en el paciente con EM como en el paciente sano, de **180° a 225°** existe una relación del 21,9 y 29,2 % en el paciente con EM y sano respectivamente, de **225° a 270°** existe una relación del 14,9 y 23,1 % en el paciente con EM y sano respectivamente, de **270° a 315°** existe una relación del 0,3 y 9,2 % en el paciente con EM y sano respectivamente, y de **315° a 360°** existe una relación del 1,3 y 4,6 % en el paciente con EM y sano respectivamente.

8. DISCUSIÓN

El objetivo del presente trabajo fue validar un *Exergame* en la rehabilitación del equilibrio postural en pacientes con EM a través de un análisis biomecánico usando la teoría de sistemas dinámicos. Se desarrolló el *Exergame* especializado llamado Virtual Balance teniendo en cuenta un proceso sistemático y colaborativo con profesionales en fisioterapia e ingeniería. El videojuego permite una interacción a través del movimiento en dos poses específicas, tándem y unipodal y fue evaluado en una sesión de rehabilitación del equilibrio postural en un paciente con EM y un paciente sano en una clínica local. Usando un software especializado para el análisis de datos de captura de movimiento registrados con el sensor Kinect, un análisis de los patrones de movimiento a través de la teoría de sistemas dinámicos fue llevado a cabo utilizando dos articulaciones, hombro y cadera. El análisis sirvió para que se pudieran encontrar zonas de convergencia que correspondían a patrones de coordinación en el plano frontal y los movimientos de abducción y aducción. Teniendo en cuenta que para que se pudieran generar estos patrones de coordinación se tuvieron que generarse acciones cíclicas dentro del comportamiento motor del paciente. Entendiendo que en estos ambientes de entrenamiento del equilibrio que son más inmersos que otros, comúnmente están envueltos movimientos complejos y aperiódicos producidos en respuesta al movimiento generado en diferentes planos (Lim et al., 2015).

Pese a que se hallaron ciertas formas de ondas sinusoidales típicas de un comportamiento coordinado, se observaron ciertas fluctuaciones aleatorias y ruidosas, lo cual pudo reflejar que las medidas obtenidas a partir del movimiento del paciente, se comportaron de manera inestable y poco adaptable a los estímulos posturales del *Exergame*. Generalmente este tipo de fluctuaciones en bioseñales está asociado con un estado no saludable de acuerdo al modelo teórico de la complejidad relacionada con la salud (Stergiou et al., 2006), y pudo deberse tanto a la imposibilidad del sensor de capturar algunos movimientos más rápidos que otros y/o a la poca adaptabilidad del paciente frente a los desafíos que le presentaba el videojuego.

Respecto a los resultados encontrados se pudieron observar patrones de coordinación en los DAA y en ambas posiciones de juego reportando que: 1) en la interpretación cualitativa de estos DAA no se presentaron trayectorias redondas y segmentos horizontales o verticales, y aunque en ciertos DAA aparecen líneas rectas estas no son parte del movimiento, si no debido a pequeños errores en el proceso de suavizado de los datos. Sin embargo en casi todos los DAA se pudieron observar orientaciones diagonales en líneas rectas y semi-rectas tanto positivas y negativas, lo que dio fe de que los ángulos se coordinaban a un rango constante en ciertas veces tanto en fase como en anti-fase. 2) Respecto a la clasificación de los patrones de movimiento propuesta por (R. A. Needham et al., 2015), se presentó una mayor variación en la posición Unipodal, donde el promedio de las desviaciones estándar fue 0,22% mayor que en la posición Tándem. Una de las posibles explicaciones del porque en la posición

tándem se encontraron patrones de coordinación más estables entre articulaciones, se debe a que en esta posición se ejecuta un movimiento en cadena cinética cerrada (es decir las articulaciones más distales encuentran una considerable resistencia externa que impide o restringe su libre movimiento), frente a la posición Unipodal en la cual no había un porque uno de los miembros inferiores tenía una libertad para moverse o no encontraba una resistencia considerable, según el concepto de Steindler (Karandikar & Vargas, 2011). Precisamente Federolf, Roos, y Nigg (2013), reportaron que al aplicar una técnica estadística que permite analizar directamente la estructura multisegmentaria de los movimientos posturales entre tres posturas (unipodal, tándem y bipodal), se encontró que en las posturas más difíciles (tándem y unipodal) fue necesario emplear un número relativamente grande de los movimientos principales para representar al menos un 90% de la varianza en estas posturas. Lo que sugiere que al menos en estas complejas posturas, un modelo biomecánico simple de péndulo invertido o un modelo de control postural que sólo se apoye en la estrategia de tobillo y cadera, no puede representar adecuadamente la estructura de multifacética de la oscilación postural. Además se pudieron comparar los patrones de coordinación del paciente con EM y el paciente sano en los DAA donde se evidenciaban trayectorias casi similares en la misma tarea, y que se pueden diferenciar un patrón de movimiento de un paciente sano de uno con desorden neurológico, lo cual es muy útil para un terapeuta.

Aunque en la presente tesis existen diferentes limitaciones instrumentales tanto en el uso Hardware como el sensor Kinect V1 respecto al reciente sensor Kinect v2 (Wiedemann, Planinc, Nemec, & Kampel, 2015), como respecto al Software empleado; un algoritmo de rastreo poco eficiente respecto a los actuales algoritmos, el uso de ángulos de Euler respecto a cuaterniones para representar las rotaciones de cuerpo rígido, la técnica empleada para la reducción, cálculo e interpretación de los datos cinemáticos siguiendo los principios de la TSD es realmente novedosa y prometedora para analizar el movimiento humano.

Así las cosas, el uso del sensor Kinect como herramienta para el análisis biomecánico facilita y optimiza la captura y el análisis de los datos de captura de movimiento de los pacientes dentro de un rango confiable de medida, teniendo en cuenta que esta herramienta fue diseñado como un dispositivo exclusivo para *Exergames*, dirigido a leer movimientos con mayor exactitud en el plano frontal, a una resolución muy baja y con ciertos algoritmos limitados para determinar las posiciones de los PDA basado en imágenes de profundidad respecto a un límite de interacción. Sin embargo, el Kinect como técnica de bajo costo en el campo medico facilita la interacción entre el paciente y la herramienta, favoreciendo la relación costo/beneficio para el personal de la salud, y proporcionando una medición complementaria a las estandarizadas pero subjetivas escalas de evaluación clínicas, ampliamente usadas hasta hoy.

9. RECOMENDACIONES Y TRABAJO FUTURO

A partir del análisis realizado a los resultados y en concordancia con los puntos discutidos anteriormente, hacemos las siguientes indicaciones que pueden ser útiles a la hora de realizar con este tipo de sistemas. En primer lugar se hace necesario clasificar los trabajos con estos sistemas, si el objetivo que persigue es de a) asistencia: desarrollo de propuestas de estos sistemas para rehabilitación, b) evaluación: desarrollo de mediciones clínicas, análisis del movimiento o técnicas de clasificación, c) aplicación: la presentación del sistema dentro de un ambiente clínico, d) validación: estudios de evaluación de las medidas del esqueleto para utilizarlo en procesos de rehabilitación, o e) mejora del sistema: añadir un procedimiento más robusto dirigido a los procesos de rehabilitación. Esto con el propósito de facilitar una mejor comprensión del contexto, la metodología, los resultados y conclusiones arrojadas de investigaciones en salud que utilizan TIC.

Ahora bien, el personal de la salud debe ser consciente que en muchos de estos sistemas, se presentan errores en las mediciones de los ángulos lo que genera discontinuidades en las representaciones gráficas de estos y las subsecuentes malinterpretaciones en el movimiento. Por lo que más allá de implementar mejoras en estos sistemas como principal prioridad, la recomendación primordial hacia el personal de la salud es que debe estar muy bien familiarizado con las medidas de los ángulos de movilidad articular (AMA) tanto normales y patológicos, además de realizar una diagnóstico inicial de los AMA de cada pacientes utilizando una herramienta estándar como un goniómetro, estas herramientas deben siempre complementarse con estos sistemas. Así como implementar otro tipo de gráficas para realizar la lectura de los patrones de coordinación que permitan un mejor entendimiento del movimiento. También se le recomienda al personal de la salud, clasificar los patrones de movimientos que generalmente involucran combinaciones de las extremidades inferiores y superiores usando la nomenclatura empleada en técnicas de facilitación neuromuscular propioceptiva (**FNP**), un amplio método usado en la terapia física para restablecer o mejorar las respuestas posturales o los patrones normales de movimiento (Voss, Ionta, Myers, & Knott, 1985).

Respecto a la aplicabilidad y su propuesta metodológica de estos sistemas dentro un trabajo futuro, es importante aclarar que aunque varios estudios han involucrado dos grupos de intervención buscando la eficacia del entrenamiento de *Exergames* como terapia alternativa frente al tratamiento fisioterapéutico (por ejemplo, grupo experimental: tratamiento nuevo (Kinect), grupo control: tratamiento estándar) (Kramer, Dettmers, & Gruber, 2014; Lozano-Quilis et al., 2014; Ortiz-Gutiérrez et al., 2013). Existe el reto de crear de un estudio comparativo de 2 o 3 grupos, donde un grupo reciba el tratamiento nuevo + estándar, y otro grupo que reciba como mínimo solo el tratamiento estándar), en un diseño metodológico que evalúe la motivación, la satisfacción, el compromiso y los resultados clínicos del proceso de rehabilitación del

paciente (Da Gama, Fallavollita, Teichrieb, & Navab, 2015b). Aunque con un diseño metodológico, donde un grupo reciba dos tratamientos al mismo tiempo, puede existir confusión sobre que tratamiento tuvo mayor incidencia que otro, en este tipo de diseños experimentales se cumple con el principio ético de no despojar al paciente (y más aún en pacientes con un proceso crónico y neurodegenerativo como es la EM) de su terapia estándar que le ofrece mayores beneficios que una terapia complementaria, como lo es la intervención con *Exergames*, las cuales están insuficientemente estudiadas en ensayos clínicos aleatorizados científicamente y aún no demuestran su superioridad sobre otras técnicas utilizadas en terapias de rehabilitación (Donzé, 2015).

Sin embargo es necesario ajustar las mediciones de estos sistemas para evitar registros e interpretaciones erróneas. Por ejemplo, calibrando los puntos de referencia corporal de acuerdo a las características morfológicas como la estatura, longitud y diámetros de cada paciente, haciendo más exactas las mediciones cinemáticas (Bonnechere, Jansen, et al., 2014), o determinando un algoritmo de búsqueda angular para la estimación específica de cada PDA (Sosa, Sanchez, & Franco, 2015). Adicionalmente, se ha propuesto estimar el estado óptimo de la señal medida del esqueleto, aplicando un término de corrección proporcional al factor de predicción, mediante un algoritmo que elimine la señal de ruido no deseada, con este filtro se pretende mejorar la precisión del rastreo de cada uno de los puntos de referencia corporal de acuerdo al esqueleto que proporciona el algoritmo de detección de poses humanas del sensor Kinect (Shu, Hamano, & Angus, 2014). También se sugiere usar una técnica estadística basado en el principio de reducción de datos y que permita al investigador evitar hacer tales suposiciones sesgadas (como la elección arbitraria de que variables serán las que se van a analizar). Una de estas técnicas es el análisis de componentes principales (ACP), la cual extrae solo la información relevante, removiendo la información redundante y conservando la variabilidad original (Nguyen & Reynolds, 2009) de un conjunto de series de datos multidimensional (Federolf, Reid, Gilgien, Haugen, & Smith, 2014) como lo puede ser los datos cinemáticos. Respecto, a la implementación del *Exergame* adaptar la dificultad de *Exergames* a la capacidad de equilibrio de cada persona, así añadir otro tipo de elementos lúdicos como sonido de fondo y otros elementos narrativos para asegurar un óptimo nivel de eficacia como de atraktividad del paciente (Barzilay & Wolf, 2013).

Finalmente, cabe resaltar que los resultados iniciales del presente trabajo han sido publicados en conferencias nacionales especializadas de computación (ej: IEEE Conferencia Colombiana de Computación www.10ccc.sco2.org, y los resultados finales han sido enviados a la conferencia internacional de *Physiological Computing Systems* (<http://www.phyics.org/>) a desarrollarse en Lisboa a mediados del presente año. Adicionalmente, gracias a la gestión del semillero de investigación “Interacción Hombre Computador” (www.hcigroup.com.co) se han logrado realizar diferentes convenios con entidades a nivel local como la Clínica de Dolor del Eje Cafetero de la ciudad de Pereira, y a nivel nacional se está trabajando en la firma del convenio interinstitucional entre la **Universidad Central de Bogotá** y la **Universidad Tecnológica de Pereira**, donde contemple el presente trabajo de pregrado (con el propósito de validar el *Exergame* para la interacción en pacientes con esclerosis múltiple) como primer

actividad del proyecto en apoyo con la **Fundación FUNDEM**, denominado “*Prototipo de sistema de soporte a la rehabilitación de personas con esclerosis múltiple con base en técnicas de visión por computador*”.

10. CONCLUSIONES

- El uso de *Exergames* en ambientes clínicos con el objeto de *gamificar* el ejercicio físico, puede mejorar la adherencia a un tratamiento de rehabilitación para el equilibrio postural en pacientes con EM, facilitando la relación beneficio costo para el personal médico.
- El uso de sensores de bajo costo como el Kinect para un análisis biomecánico especializado del movimiento, proporciona una información más objetiva al personal médico, útil para el diagnóstico y seguimiento de pacientes.
- La teoría de sistemas dinámicos permitió mejorar el entendimiento de los mecanismos de coordinación envueltos en tareas del equilibrio, así como también la explicación a ciertos comportamientos no lineales de los movimientos involucrados en la terapia de rehabilitación.
- La colaboración multidisciplinar como aspecto fundamental en la exploración de nuevos campos de investigación para estudiantes de Ciencias del Deporte y la Recreación es aspecto muy promisorio en la academia, y puede abrir puertas a nuevos mercados y competencias laborales para estos profesionales.

11. BIBLIOGRAFIA

- Acero, J. (2002). Bases biomecánicas para la actividad física y deportiva. *Universidad de Pamplona-ISBN*, 958-97105.
- Adamovich, S., August, K., Merians, A., & Tunik, E. (2009). A virtual reality-based system integrated with fmri to study neural mechanisms of action observation-execution: a proof of concept study. *Restorative neurology and neuroscience*, 27(3), 209.
- Adamson, B. C., Learmonth, Y. C., Kinnett-Hopkins, D., Bohri, M., & Motl, R. W. (2016). Feasibility study design and methods for project GEMS: Guidelines for exercise in multiple sclerosis. *Contemporary Clinical Trials*, 47, 32-39.
- Adi-Japha, E., Karni, A., Parnes, A., Loewenschuss, I., & Vakil, E. (2008). A shift in task routines during the learning of a motor skill: group-averaged data may mask critical phases in the individuals' acquisition of skilled performance. *Journal of Experimental Psychology: Learning, Memory, and Cognition*, 34(6), 1544.
- Albrektsen, S. M. (2011). Using the Kinect Sensor for Social Robotics.
- Altilio, R., Liparulo, L., Panella, M., Proietti, A., & Paoloni, M. (2015). Multimedia and Gaming Technologies for Telerehabilitation of Motor Disabilities [Leading Edge]. *Technology and Society Magazine, IEEE*, 34(4), 23-30.
- Angulo-Barroso, R., Busquets Faciabén, A., & Mauerberg-deCastro, E. (2010). El retrato de fase como una herramienta de análisis del comportamiento motor. *Apunts. Educación física y deportes*(102), 49-61.
- Angulo-Barroso, R., Faciabén, A. B., & Mauerberg-Decastro, E. (2011). El ángulo de fase y la fase relativa continua para la investigación de la coordinación motora. *Apunts. Educación física y deportes*(103), 38-47.
- Annema, J. H., Verstraete, M., Abeele, V. V., Desmet, S., & Geerts, D. (2013). Video games in therapy: a therapist's perspective. *International Journal of Arts and Technology*, 6(1), 106-122.
- Argenton, L., Schek, E., & Mantovani, F. (2014). Serious Games as Positive Technologies *Virtual, Augmented and Mixed Reality. Applications of Virtual and Augmented Reality* (pp. 169-177): Springer.
- Asamblea nacional constituyente. (1991). Constitución política de Colombia.
- Ashburn, A., & Souza, L. D. (1988). An approach to the management of multiple sclerosis. *Physiotherapy Theory and Practice*, 4(3), 139-145.
- Bachynskyi, M., Oulasvirta, A., Palmas, G., & Weinkauf, T. (2014). *Is motion capture-based biomechanical simulation valid for HCI studies?: Study and implications*. Paper presented at the Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems.
- Bartlett, R. (2007). *Introduction to sports biomechanics: Analysing human movement patterns*: Routledge.
- Barzilay, O., & Wolf, A. (2013). Adaptive rehabilitation games. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(1), 182-189.
- Batschelet, E. (1981). *Circular statistics in biology* (Vol. 111): Academic press London.
- Baumann, W. (1992). *Perspectives in methodology in biomechanics of sport*. Paper presented at the ISBS-Conference Proceedings Archive.
- Bayón, M., & Martínez, J. (2010). Rehabilitación del ictus mediante realidad virtual. *Rehabilitación*, 44(3), 256-260.

- Beer, S., Khan, F., & Kesselring, J. (2012). Rehabilitation interventions in multiple sclerosis: an overview. *Journal of neurology*, 259(9), 1994-2008.
- Best, J. (2013). Exergaming in youth: effects on physical and cognitive health. *Zeitschrift für Psychologie*, 221(2), 72-78.
- Best, J. R. (2015). Exergaming in youth: Effects on physical and cognitive health. *Zeitschrift für Psychologie*.
- Bianchi-Berthouze, N., Kim, W. W., & Patel, D. (2007). Does body movement engage you more in digital game play? And Why? *Affective Computing and Intelligent Interaction* (pp. 102-113): Springer.
- Bonnechere, B., Jansen, B., Salvia, P., Bouzahouene, H., Sholukha, V., Cornelis, J., . . . Van Sint Jan, S. (2014). Determination of the precision and accuracy of morphological measurements using the Kinect™ sensor: Comparison with standard stereophotogrammetry. *Ergonomics*, 57(4), 622-631.
- Bonnechere, B., Sholukha, V., Jansen, B., Omelina, L., Rooze, M., & Van Sint Jan, S. (2014). Determination of repeatability of kinect sensor. *Telemedicine and e-Health*, 20(5), 451-453.
- Botella, C., Rivera, R. M. B., Palacios, A. G., Quero, S., Guillén, V., & Marco, H. J. (2007). La utilización de las nuevas tecnologías de la información y la comunicación en psicología clínica. *UOC Papers: revista sobre la societat del coneixement*(4).
- Brekelmans, J. (2011). Brekel Kinect.
- Brichetto, G., Spallarossa, P., de Carvalho, M. L. L., & Battaglia, M. A. (2013). The effect of Nintendo® Wii® on balance in people with multiple sclerosis: a pilot randomized control study. *Multiple Sclerosis Journal*, 19(9), 1219-1221.
- Bryant Howren, M., Van Liew, J. R., & Christensen, A. J. (2013). Advances in patient adherence to medical treatment regimens: The emerging role of technology in adherence monitoring and management. *Social and Personality Psychology Compass*, 7(7), 427-443.
- Cairns, P., Cox, A., Berthouze, N., Jennett, C., & Dhoparee, S. (2006). *Quantifying the experience of immersion in games*. Paper presented at the Cognitive Science of Games and Gameplay, Vancouver.
- Calzada Sierra, D., & Gómez Fernández, L. (2001). Rehabilitación multifactorial e intensiva en pacientes con esclerosis múltiple. *Revista Neurología*, 32(11), 1022-1026.
- Cameron, M. H., Horak, F. B., Herndon, R. R., & Bourdette, D. (2008). Imbalance in multiple sclerosis: a result of slowed spinal somatosensory conduction. *Somatosensory & motor research*, 25(2), 113-122.
- Cameron, M. H., & Lord, S. (2010). Postural control in multiple sclerosis: implications for fall prevention. *Current neurology and neuroscience reports*, 10(5), 407-412.
- Campbell, E., Coulter, E. H., Mattison, P. G., Miller, L., McFadyen, A., & Paul, L. (2016). Physiotherapy rehabilitation for people with progressive Multiple Sclerosis: A systematic review. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 97(1), 141-151. e143.
- Casanova, M. S., Munoz, J. E., Henao, O. A., & Lopez, D. S. (2015). *Exergames as a tool for the assessment of postural balance in a patient with multiple sclerosis: The role of biomechanical analysis in the quantification of movement*. Paper presented at the Computing Colombian Conference (10CCC), 2015 10th.
- Cattaneo, D., & Jonsdottir, J. (2008). Sensory impairments in quiet standing in subjects with multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis*.
- Cattaneo, D., & Jonsdottir, J. (2009). Sensory impairments in quiet standing in subjects with multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis*, 15(1), 59-67.
- Clark, J. E. (1995). On becoming skillful: Patterns and constraints. *Research quarterly for exercise and sport*, 66(3), 173-183.

- Clark, J. E. (2002). Stepping into a new paradigm with an old reflex: A commentary on “The relationship between physical growth and a newborn reflex” by Esther Thelen, Donna A. Fisher, and Robyn Ridley-Johnson. *Infant Behavior and Development*, 25(1), 91-93.
- Clark, J. E., & Phillips, S. J. (1991). The development of intralimb coordination in the first six months of walking. *Advances in Psychology*, 81, 245-257.
- Congreso de la república. (1997). Ley 361 de 1997. *Diario Oficial* N° 42978.
- Congreso de la república. (2007). Ley 1145 de 2007. *Diario Oficial* N°. 46.685.
- Congreso de la república. (2009). Ley N° 1346. *CONVENCION SOBRE LOS DERECHOS DE LAS PERSONAS CON DISCAPACIDAD*.
- Congreso de la república. (2011). Ley 1450 de 2011. *Plan nacional de desarrollo 2010 - 2014*.
- Congreso de la república. (2013). Ley estatutaria 1618 de 2013.
- Coote, S., Gallagher, S., Msetfi, R., Larkin, A., Newell, J., Motl, R. W., & Hayes, S. (2014). A randomised controlled trial of an exercise plus behaviour change intervention in people with multiple sclerosis: the step it up study protocol. *BMC neurology*, 14(1), 241.
- Corazza, S., Muendermann, L., Chaudhari, A., Demattio, T., Cobelli, C., & Andriacchi, T. P. (2006). A markerless motion capture system to study musculoskeletal biomechanics: visual hull and simulated annealing approach. *Annals of biomedical engineering*, 34(6), 1019-1029.
- Corradini, M. L., Fioretti, S., Leo, T., & Piperno, R. (1997). Early recognition of postural disorders in multiple sclerosis through movement analysis: a modeling study. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 44(11), 1029-1038.
- Crétual, A. (2015). Which biomechanical models are currently used in standing posture analysis? *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*.
- Csikszentmihalyi, M. (1991). *Flow: The psychology of optimal experience* (Vol. 41): HarperPerennial New York.
- Cubillos, L. (2006). Evaluación de tecnologías en salud: aplicaciones y recomendaciones en el sistema de seguridad social en salud colombiano. *Documento Técnico. Informe Final. Bogotá, Programa de Apoyo a la Reforma-Ministerio de la Protección Social*.
- Cubillos, L., & Alfonso, E. (2005). *Análisis descriptivo preliminar de los recobros en el Sistema General de Seguridad Social en Salud: 2002 a 2005*. Bogotá D.C.
- Chang, C.-Y., Lange, B., Zhang, M., Koenig, S., Requejo, P., Somboon, N., . . . Rizzo, A. (2012). *Towards pervasive physical rehabilitation using Microsoft Kinect*. Paper presented at the Pervasive Computing Technologies for Healthcare (PervasiveHealth), 2012 6th International Conference on.
- Chang, R., Van Emmerik, R., & Hamill, J. (2008). Quantifying rearfoot–forefoot coordination in human walking. *Journal of biomechanics*, 41(14), 3101-3105.
- Cheung, K. L., Tunik, E., Adamovich, S. V., & Boyd, L. A. (2014). Neuroplasticity and virtual reality *Virtual Reality for Physical and Motor Rehabilitation* (pp. 5-24): Springer.
- Choppin, S., Lane, B., & Wheat, J. (2014). The accuracy of the Microsoft Kinect in joint angle measurement. *Sports Technology*(ahead-of-print), 1-8.
- Da Gama, A., Fallavollita, P., Teichrieb, V., & Navab, N. (2015a). Motor rehabilitation using Kinect: A systematic review. *Games for health journal*, 4(2), 123-135.
- Da Gama, A., Fallavollita, P., Teichrieb, V., & Navab, N. (2015b). Motor rehabilitation using Kinect: A systematic review. *Games for Health Journal*.
- David D., I. M., Medina P., A. M., & Martínez L, E. (2006). Enfermedades de alto costo en afiliados a un sistema institucional de aseguramiento y prestación de servicios de salud. *Revista Facultad Nacional de Salud Pública*, 24, 98-104.
- De Freitas, P. B., Freitas, S. M., Duarte, M., Latash, M. L., & Zatsiorsky, V. M. (2009). Effects of joint immobilization on standing balance. *Human movement science*, 28(4), 515-528.

- De Rosario Martínez, H., Carrasco, C. A., Ros, F. F., Ripoll, E. M., Hernández, W. E. C., Pastor, C. B., . . . Martín, I. M. (2013). Mejorar el equilibrio con videojuegos. *Revista de biomecánica*(59), 31-34.
- Delignières, D., Teulier, C., & Nourrit, D. (2009). L'apprentissage des habiletés motrices complexes: des coordinations spontanées à la coordination experte. *Bulletin de psychologie*, 502(4), 327-334.
- Departamento nacional de planeación. (2013). *Documento Conpes Social*. Recuperado de <https://www.dnp.gov.co/LinkClick.aspx?fileticket=YhxGDrmYpsc%3D&tabid=1657>.
- Deterding, S., Sicart, M., Nacke, L., O'Hara, K., & Dixon, D. (2011). *Gamification. using game-design elements in non-gaming contexts*. Paper presented at the CHI'11 Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems.
- Deutsch, J. E., Brettler, A., Smith, C., Welsh, J., John, R., Guarrera-Bowlby, P., & Kafri, M. (2011). Nintendo wii sports and wii fit game analysis, validation, and application to stroke rehabilitation. *Topics in stroke rehabilitation*, 18(6), 701-719.
- Deutsch, J. E., Lewis, J. A., & Burdea, G. (2007). Technical and patient performance using a virtual reality-integrated telerehabilitation system: preliminary finding. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 15(1), 30-35.
- do Rosário, J. L. P. (2014). Biomechanical assessment of human posture: A literature review. *Journal of bodywork and movement therapies*, 18(3), 368-373.
- do Rosário, V. M., Silva, G. L., Deprá, P., & da Costa, M. d. S. Using the Microsoft Kinect sensor in kinematics analysis.
- Donzé, C. (2015). Update on rehabilitation in multiple sclerosis. *La Presse Médicale*.
- Eftekharsadat, B., Babaei-Ghazani, A., Mohammadzadeh, M., Talebi, M., Eslamian, F., & Azari, E. (2015). Effect of virtual reality-based balance training in multiple sclerosis. *Neurological research*, 1743132815Y. 0000000013.
- Elaine, B. (2011). Variations in movement patterns during active video game play in children with cerebral palsy. *Journal of Bioengineering & Biomedical Science*.
- Erkut, C., Dahl, S., & Triantafyllidis, G. (2014). Sketches in Embodied Interaction: Balancing movement and technological perspectives *HCI International 2014-Posters' Extended Abstracts* (pp. 30-35): Springer.
- Ermi, L., & Mäyrä, F. (2005). Fundamental components of the gameplay experience: Analysing immersion. *Worlds in play: International perspectives on digital games research*, 37.
- Espinosa, E., & Pérez, J. C. (2002). Guías de manejo de esclerosis múltiple en niños. *Acta Neurol Colomb*, 18(3).
- Federolf, P., Reid, R., Gilgien, M., Haugen, P., & Smith, G. (2014). The application of principal component analysis to quantify technique in sports. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 24(3), 491-499.
- Federolf, P., Roos, L., & Nigg, B. M. (2013). Analysis of the multi-segmental postural movement strategies utilized in bipedal, tandem and one-leg stance as quantified by a principal component decomposition of marker coordinates. *Journal of biomechanics*, 46(15), 2626-2633.
- Fernández-Baena, A., Susin, A., & Lligadas, X. (2012). *Biomechanical validation of upper-body and lower-body joint movements of kinect motion capture data for rehabilitation treatments*. Paper presented at the Intelligent Networking and Collaborative Systems (INCoS), 2012 4th International Conference on.
- Fernández Valls, J. A. (2015). Nuevas técnicas de interacción basada en movimiento aplicadas a procesos de rehabilitación.
- Ferraris, C., Nerino, R., Chimienti, A., Pettiti, G., Pianu, D., Albani, G., . . . Mauro, A. (2014). *Remote monitoring and rehabilitation for patients with neurological diseases*. Paper presented at the Proceedings of the 9th International Conference on Body Area Networks.

- Finlayson, M. L., Peterson, E. W., & Cho, C. C. (2006). Risk factors for falling among people aged 45 to 90 years with multiple sclerosis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 87(9), 1274-1279.
- Fjeldstad, C., Pardo, G., Bembem, D., & Bembem, M. (2011). Decreased postural balance in multiple sclerosis patients with low disability. *International Journal of Rehabilitation Research*, 34(1), 53-58.
- Forsberg, A., Nilsagård, Y., & Boström, K. (2014). Perceptions of using videogames in rehabilitation: a dual perspective of people with multiple sclerosis and physiotherapists. *Disability & Rehabilitation*, 37(4), 338-344.
- Frzovic, D., Morris, M. E., & Vowels, L. (2000). Clinical tests of standing balance: performance of persons with multiple sclerosis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 81(2), 215-221.
- Gekker, A. (2012). *Health games: taxonomy analysis and multiplayer design suggestions*. Paper presented at the Proceedings of the Third international conference on Serious Games Development and Applications, Bremen, Germany.
- Giggins, O. M., Persson, U. M., & Caulfield, B. (2013). Biofeedback in rehabilitation. *J Neuroeng Rehabil*, 10(1), 1.
- Gil-Gomez, J. A., Llorens, R., Alcaniz, M., & Colomer, C. (2011). Effectiveness of a Wii balance board-based system (eBaViR) for balance rehabilitation: a pilot randomized clinical trial in patients with acquired brain injury. *J Neuroeng Rehabil*, 8, 30. doi: 10.1186/1743-0003-8-30
- Gill, J., Allum, J., Carpenter, M., Held-Ziolkowska, M., Adkin, A., Honegger, F., & Pierchala, K. (2001). Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests effects of age. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 56(7), M438-M447.
- Goble, D. J., Cone, B. L., & Fling, B. W. (2014). Using the Wii Fit as a tool for balance assessment and neurorehabilitation: the first half decade of "Wii-search". *J Neuroeng Rehabil*, 11, 12.
- Gómez, M. A. S., & Benavides, E. K. (2012). Evaluación de impacto del programa BETAPLUS de atención a pacientes con esclerosis múltiple en Colombia: UNIVERSIDAD JAVERIANA-BOGOTÁ.
- Griffin, M., Shawis, T., Impson, R., McCormick, D., & Taylor, M. J. (2012). Using the Nintendo Wii as an intervention in a falls prevention group. *Journal of the American Geriatrics Society*, 60(2), 385-387.
- Guadagnoli, M. A., & Lee, T. D. (2004). Challenge point: a framework for conceptualizing the effects of various practice conditions in motor learning. *Journal of motor behavior*, 36(2), 212-224.
- Guidi, I., Giovannelli, T., & Paci, M. (2013). Effects of Wii exercises on balance in people with multiple sclerosis. *Mult Scler*, 19(7), 965. doi: 10.1177/1352458512461971
- Gutiérrez-Álvarez, Á. M. (2006). Esclerosis múltiple: evidencias y controversias. *Revista Ciencias de la Salud*, 4(1).
- Hamill, J., McDermott, W. J., & Haddad, J. M. (2000). Issues in quantifying variability from a dynamical systems perspective. *Journal of Applied Biomechanics*, 16(4), 407-418.
- Hamill, J., Palmer, C., & Van Emmerik, R. E. (2012). Coordinative variability and overuse injury. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 4(1), 45.
- Han, J., Shao, L., Xu, D., & Shotton, J. (2013). Enhanced computer vision with microsoft kinect sensor: A review. *Cybernetics, IEEE Transactions on*, 43(5), 1318-1334.
- Handford, C., Davids, K., Bennett, S., & Button, C. (1997). Skill acquisition in sport: Some applications of an evolving practice ecology. *Journal of Sports Sciences*, 15(6), 621-640.
- Harbourne, R. T., & Stergiou, N. (2009). Movement variability and the use of nonlinear tools: principles to guide physical therapist practice. *Physical Therapy*, 89(3), 267-282.

- Holt, K. G. (2005). Biomechanical models, motor control theory, and development. *Infant and Child Development*, 14(5), 523-527.
- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and ageing*, 35(suppl 2), ii7-ii11.
- Hurkmans, H. L., Ribbers, G. M., Streur-Kranenburg, M. F., Stam, H. J., & Van Den Berg-Emons, R. J. (2011). Energy expenditure in chronic stroke patients playing Wii Sports: a pilot study. *J Neuroeng Rehabil*, 8(1), 1.
- Jacobs, J. V., & Kasser, S. L. (2012a). Balance impairment in people with multiple sclerosis: preliminary evidence for the Balance Evaluation Systems Test. *Gait & posture*, 36(3), 414-418.
- Jacobs, J. V., & Kasser, S. L. (2012b). Effects of dual tasking on the postural performance of people with and without multiple sclerosis: a pilot study. *Journal of neurology*, 259(6), 1166-1176.
- Jensen, J. L. (2005). The puzzles of motor development: how the study of developmental biomechanics contributes to the puzzle solutions. *Infant and Child Development*, 14(5), 501-511.
- Jensen, J. L., & Korff, T. (2005). Continuing the discourse on the contribution of biomechanics to understanding motor development: Response to the commentaries. *Infant and Child Development*, 14(5), 529-533.
- Kanekar, N., & Aruin, A. S. (2013). The role of clinical and instrumented outcome measures in balance control of individuals with multiple sclerosis. *Multiple sclerosis international*, 2013.
- Kaniusas, E. (2012). *Biomedical signals and sensors I: Linking physiological phenomena and biosignals*: Springer Science & Business Media.
- Karandikar, N., & Vargas, O. O. O. (2011). Kinetic chains: a review of the concept and its clinical applications. *PM&R*, 3(8), 739-745.
- Kasser, S. L., Jacobs, J. V., Foley, J. T., Cardinal, B. J., & Maddalozzo, G. F. (2011). A prospective evaluation of balance, gait, and strength to predict falling in women with multiple sclerosis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 92(11), 1840-1846.
- Kato, P. M. (2012). The Role of the Researcher in Making Serious Games for Health. *Serious Games for Healthcare: Applications and Implications*, 213-231.
- Khoshelham, K., & Elberink, S. O. (2012). Accuracy and resolution of kinect depth data for indoor mapping applications. *Sensors*, 12(2), 1437-1454.
- Klinger, E., Marié, R.-M., & Fuchs, P. (2006). Réalité virtuelle et sciences cognitives: Applications en psychiatrie et neuropsychologie. *In Cognito-Cahiers Romains de Sciences Cognitives*(3.2), 3 (2), P1-31.
- Knudson, D. (2007). *Fundamentals of biomechanics*: Springer Science & Business Media.
- Komar, J., Seifert, L., & Thouvarecq, R. (2015). What Variability tells us about motor expertise: measurements and perspectives from a complex system approach. *Movement & Sport Sciences-Science & Motricité*(89), 65-77.
- Kramer, A., Dettmers, C., & Gruber, M. (2014). Exergaming with additional postural demands improves balance and gait in patients with multiple sclerosis as much as conventional balance training and leads to high adherence to home-based balance training. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 95(10), 1803-1809.
- Kugler, P., Kelso, J. S., & Turvey, M. (1982). On the control and coordination of naturally developing systems. *The development of movement control and coordination*, 5-78.
- Kugler, P. N., Kelso, J. S., & Turvey, M. (1980). On the Concept of Coordinative Structures as Dissipative Structures: I. Theoretical Lines of Convergence. *Advances in Psychology*, 1, 3-47.

- Kurillo, G., Chen, A., Bajcsy, R., & Han, J. J. (2012). Evaluation of upper extremity reachable workspace using Kinect camera. *Technology and health care: official journal of the European Society for Engineering and Medicine*, 21(6), 641-656.
- Kurz, M., & Stergiou, N. (2004). Applied dynamic systems theory for the analysis of movement. *Innovative analyses of human movement*, 93-117.
- Lamb, P. F., & Stöckl, M. (2014). On the use of continuous relative phase: Review of current approaches and outline for a new standard. *Clinical Biomechanics*, 29(5), 484-493.
- Latimer-Cheung, A. E., Ginis, K. A. M., Hicks, A. L., Motl, R. W., Pilutti, L. A., Duggan, M., . . . Smith, K. M. (2013). Development of evidence-informed physical activity guidelines for adults with multiple sclerosis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 94(9), 1829-1836. e1827.
- Laver, K., George, S., Thomas, S., Deutsch, J., & Crotty, M. (2011). Virtual reality for stroke rehabilitation.
- Ledebt, A. (2005). Towards a broader scope of biomechanics in developmental studies: a commentary on Jensen (2005). *Infant and Child Development*, 14(5), 513-518.
- Leon-Sarmiento, F., Bayona, E., & Bayona-Prieto, J. (2009). Neurorehabilitación: La otra revolución del siglo XXI. *Acta méd. colomb*, 34(2), 88-92.
- Levac, D. E., & Galvin, J. (2013). When is virtual reality “therapy”? *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 94(4), 795-798.
- Levac, D. E., & Sveistrup, H. (2014). Motor learning and virtual reality *Virtual Reality for Physical and Motor Rehabilitation* (pp. 25-46): Springer.
- Levin, M. F., Deutsch, J. E., Kafri, M., & Liebermann, D. G. (2014). Validity of Virtual Reality Environments for Sensorimotor Rehabilitation *Virtual Reality for Physical and Motor Rehabilitation* (pp. 95-118): Springer.
- Levin, M. F., Kleim, J. A., & Wolf, S. L. (2008). What do motor “recovery” and “compensation” mean in patients following stroke? *Neurorehabilitation and neural repair*.
- Lim, D., Kim, C., Jung, H., Jung, D., & Chun, K. J. (2015). Use of the Microsoft Kinect system to characterize balance ability during balance training. *Clinical interventions in aging*, 10, 1077.
- Lindley, S. E., Le Couteur, J., & Berthouze, N. L. (2008). *Stirring up experience through movement in game play: effects on engagement and social behaviour*. Paper presented at the Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems.
- Lobo-Prat, J., Kooren, P. N., Stienen, A. H., Herder, J. L., Koopman, B. F., & Veltink, P. H. (2014). Non-invasive control interfaces for intention detection in active movement-assistive devices. *J Neuroeng Rehabil*, 11(1), 168.
- López Contreras, O., Martí Godia, E., & Arnal Montoya, J. (2012). Motion capture amb Microsoft Kinect.
- Lozano-Quilis, J.-A., Gil-Gómez, H., Gil-Gómez, J.-A., Albiol-Pérez, S., Palacios-Navarro, G., Fardoun, H. M., & Mashat, A. S. (2014). Virtual Rehabilitation for Multiple Sclerosis Using a Kinect-Based System: Randomized Controlled Trial. *JMIR Serious Games*, 2(2), e12.
- Lun, R., & Zhao, W. (2015). A Survey of Applications and Human Motion Recognition with Microsoft Kinect. *International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence*.
- Machado, M. F., Flores, P., Walter, J., & Fregly, B. (2012). *Challenges in using OpenSim as a multibody design tool to model, simulate, and analyze prosthetic devices: a knee joint case-study*. Paper presented at the EUROMECH Colloquium 524, Multibody System Modelling, Control and Simulation for Engineering Design.
- Magill, R. (1993). *Motor learning: Concepts and applications*: Brown & Benchmark.
- Malaka, R. (2014). How Computer Games Can Improve Your Health and Fitness *Games for Training, Education, Health and Sports* (pp. 1-7): Springer.

- Mancini, M., & Horak, F. B. (2010). The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. *European journal of physical and rehabilitation medicine*, 46(2), 239.
- Marin, L., Bardy, B. G., & Bootsma, R. J. (1999). Level of gymnastic skill as an intrinsic constraint on postural coordination. *Journal of Sports Sciences*, 17(8), 615-626.
- Mathers, C., Fat, D. M., & Boerma, J. T. (2008). *The global burden of disease: 2004 update*: World Health Organization.
- Matsuda, P. N., Shumway-Cook, A., Bamer, A. M., Johnson, S. L., Amtmann, D., & Kraft, G. H. (2011). Falls in multiple sclerosis. *PM&R*, 3(7), 624-632.
- Mauerberg-deCastro, E., & Angulo-Kinzler, R. (2001). Vantagens e limitações das ferramentas usadas para investigar padrões de comportamento motor segundo a abordagem dos sistemas dinâmicos. *Avanços em comportamento motor*, 35-57.
- Mauerberg-deCastro, E., & Angulo-Kinzler, R. M. (1999). Locomotor patterns of individuals with Down syndrome: Effects of environmental and task constraints. *Research quarterly for exercise and sport*, A70-A70.
- Mauerberg, E., Schuller, J., & Fantucci, I. (1994). Phase portrait descriptions of walking patterns of severely mentally retarded subjects. *Brazilian International Journal of Adapted Physical Education Research*, 1, 19-50.
- McAuley, E., & Blissmer, B. (2000). Self-efficacy determinants and consequences of physical activity. *Exercise and sport sciences reviews*, 28(2), 85-88.
- McAuley, E., Motl, R., Morris, K., Hu, L., Doerksen, S., Elavsky, S., & Konopack, J. (2007). Enhancing physical activity adherence and well-being in multiple sclerosis: a randomised controlled trial. *Multiple Sclerosis*.
- McCallum, S. (2012). Gamification and serious games for personalized health. *Stud Health Technol Inform*, 177, 85-96.
- McGinnis, P. M. (2013). *Biomechanics of sport and exercise: Human Kinetics*.
- McGrath, M. J., & Scanail, C. N. (2013). *Sensor Technologies: Healthcare, Wellness and Environmental Applications*: Apress.
- Menache, A. (2000). *Understanding motion capture for computer animation and video games*: Morgan kaufmann.
- Meredith, M., & Maddock, S. (2001). Motion capture file formats explained. *Department of Computer Science, University of Sheffield*, 211, 241-244.
- Mhatre, P. V., Vilares, I., Stibb, S. M., Albert, M. V., Pickering, L., Marciniak, C. M., . . . Toledo, S. (2013). Wii Fit balance board playing improves balance and gait in Parkinson disease. *PM&R*, 5(9), 769-777.
- Microsoft Corporation. (2013). Kinect for Windows Human Interface Guidelines v1.8.0.
- Mihelj, M., Novak, D., & Beguš, S. (2014). *Virtual reality technology and applications*: Springer.
- Ministerio de la protección social. (2004). *Documento sobre Evaluación de Tecnologías en Salud*.
- Ministerio de salud. (2014). Protección constitucional y derechos fundamentales de las personas con discapacidad.
- Mohr, D., Goodkin, D., Likosk, W., Gatto, N., Neilley, L., Griffin, C., & Stiebling, B. (1996). Therapeutic expectations of patients with multiple sclerosis upon initiating interferon beta-1b: relationship to adherence to treatment. *Multiple Sclerosis*, 2(5), 222-226.
- Mokhtarzadeh, H., Emmens, A., Peter, L. V. S., & Denny, O. (2012). *Feasibility Evaluation of the Microsoft Kinect as a Low Cost Alternative to Motion Capture Systems*. Paper presented at the Australian & New Zealand Orthopaedic Research Society, 17th Annual meeting.
- Monge Pereira, E., Molina Rueda, F., Alguacil Diego, I., Cano De La Cuerda, R., De Mauro, A., & Miangolarra Page, J. (2012). Empleo de sistemas de realidad virtual como método de propiocepción en parálisis cerebral: guía de práctica clínica. *Neurología*.

- Motl, R. W. (2014). Benefits, safety, and prescription of exercise in persons with multiple sclerosis. *Expert review of neurotherapeutics*, 14(12), 1429-1436.
- Motl, R. W., & Pilutti, L. A. (2012). The benefits of exercise training in multiple sclerosis. *Nature Reviews Neurology*, 17, 487–497.
- Mouawad, M. R., Doust, C. G., Max, M. D., & McNulty, P. A. (2011). Wii-based movement therapy to promote improved upper extremity function post-stroke: a pilot study. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 43(6), 527-533.
- Mousavi Hondori, H., & Khademi, M. (2014). A Review on Technical and Clinical Impact of Microsoft Kinect on Physical Therapy and Rehabilitation. *Journal of Medical Engineering*, 2014.
- Moxo, B. A. S. (2015). Rehabilitación virtual mediante interfaces naturales de usuario. *Revista Iberoamericana para la Investigación y el Desarrollo Educativo ISSN: 2007-2619*(12).
- Mullineaux, D. R., Bartlett, R. M., & Bennett, S. (2001). Research design and statistics in biomechanics and motor control. *Journal of Sports Sciences*, 19(10), 739-760.
- Mullineaux, D. R., & Wheat, J. (2002). *Quantifying coordination in kinematic data: a running example*. Paper presented at the ISBS-Conference Proceedings Archive.
- Muñoz, J. E., Chavarriaga, R., & Lopez, D. S. (2014). *Application of hybrid bci and exergames for balance rehabilitation after stroke*. Paper presented at the Proceedings of the 11th Conference on Advances in Computer Entertainment Technology.
- Muñoz, J. E., Henao, O. A., & López, J. F. (2013). Sistema de Rehabilitación basado en el Uso de Análisis Biomecánico y Videojuegos mediante el Sensor Kinect. *Tecno Lógicas*, 43-54.
- Nacke, L. E. (2013). An introduction to physiological player metrics for evaluating games *Game Analytics* (pp. 585-619): Springer.
- National MS Society. (2014). What is multiple sclerosis?
- National Multiple Sclerosis Society. (2008). Placebo Response.
- Needham, R., Naemi, R., & Chockalingam, N. (2014). Quantifying lumbar–pelvis coordination during gait using a modified vector coding technique. *Journal of biomechanics*, 47(5), 1020-1026.
- Needham, R., Naemi, R., & Chockalingam, N. (2015). Corrigendum to Quantifying lumbar pelvis coordination during gait using a modified vector coding technique. *Journal of biomechanics*, 47(16), 3911-3912. doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.09.022
- Needham, R. A., Naemi, R., & Chockalingam, N. (2015). A new coordination pattern classification to assess gait kinematics when utilising a modified vector coding technique. *Journal of biomechanics*, 48(12), 3506-3511.
- Newell, K. M. (1986). Constraints on the development of coordination. *Motor development in children: Aspects of coordination and control*, 34, 341-360.
- Nguyen, T., & Reynolds, K. (2009). *Principal component analysis of lifting kinematics and kinetics in pregnant subjects*. Paper presented at the 13th International Conference on Biomedical Engineering.
- Nijholt, A., Pasch, M., van Dijk, B., Reidsma, D., & Heylen, D. (2011). Observations on experience and flow in movement-based interaction *Whole Body Interaction* (pp. 101-119): Springer.
- Nilsagård, Y., Denison, E., Gunnarsson, L.-G., & Boström, K. (2009). Factors perceived as being related to accidental falls by persons with multiple sclerosis. *Disability & Rehabilitation*, 31(16), 1301-1310.
- Nilsagård, Y., Gunn, H., Freeman, J., Hoang, P., Lord, S., Mazumder, R., & Cameron, M. (2014). Falls in people with MS—an individual data meta-analysis from studies from Australia, Sweden, United Kingdom and the United States. *Multiple Sclerosis Journal*, 1352458514538884.

- Nilsagård, Y. E., Forsberg, A. S., & von Koch, L. (2013). Balance exercise for persons with multiple sclerosis using Wii games: a randomised, controlled multi-centre study. *Multiple Sclerosis Journal*, 19(2), 209-216.
- Nistal, F. F. (2014). New technologies for the care of people with neurological disability. *Revista Española de Discapacidad (REDIS)*, 2(1), 233-236.
- Nixon, M. E., Howard, A. M., & Chen, Y.-P. (2013). *Quantitative evaluation of the Microsoft Kinect TM for use in an upper extremity virtual rehabilitation environment*. Paper presented at the Virtual Rehabilitation (ICVR), 2013 International Conference on.
- Notelaers, S., De Weyer, T., Robert, K., Raymaekers, C., & Coninx, K. (2010). Design Aspects for Rehabilitation Games for MS Patients.
- Nourrit, D., Deschamps, T., Lauriot, B., Caillou, N., & Delignieres, D. (2000). The effects of required amplitude and practice on frequency stability and efficiency in a cyclical task. *Journal of Sports Sciences*, 18(3), 201-212.
- Obdrzalek, S., Kurillo, G., Ofli, F., Bajcsy, R., Seto, E., Jimison, H., & Pavel, M. (2012). *Accuracy and robustness of Kinect pose estimation in the context of coaching of elderly population*. Paper presented at the Engineering in medicine and biology society (EMBC), 2012 annual international conference of the IEEE.
- Oh, Y., & Yang, S. (2010). Defining exergames and exergaming. *Proceedings of Meaningful Play*, 1-17.
- OMS. (2003). Adherence to long-term therapies: evidence for action.
- OMS. (2006). *Neurological disorders: public health challenges*: World Health Organization.
- Ortiz-Gutiérrez, R., Cano-de-la-Cuerda, R., Galán-del-Río, F., Alguacil-Diego, I. M., Palacios-Ceña, D., & Miangolarra-Page, J. C. (2013). A Telerehabilitation Program Improves Postural Control in Multiple Sclerosis Patients: A Spanish Preliminary Study. *International journal of environmental research and public health*, 10(11), 5697-5710.
- Paltamaa, J., Sarasoja, T., Leskinen, E., Wikström, J., & Mälkiä, E. (2008). Measuring deterioration in international classification of functioning domains of people with multiple sclerosis who are ambulatory. *Physical Therapy*, 88(2), 176-190.
- Pascual-Leone, A., Amedi, A., Fregni, F., & Merabet, L. B. (2005). The plastic human brain cortex. *Annu. Rev. Neurosci.*, 28, 377-401.
- Patti, F. (2010). Optimizing the benefit of multiple sclerosis therapy: the importance of treatment adherence. *Patient preference and adherence*, 4, 1.
- Peterson, E. W., Cho, C. C., & Finlayson, M. L. (2007). Fear of falling and associated activity curtailment among middle aged and older adults with multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis*, 13(9), 1168-1175.
- Peterson, E. W., Cho, C. C., von Koch, L., & Finlayson, M. L. (2008). Injurious falls among middle aged and older adults with multiple sclerosis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 89(6), 1031-1037.
- Pham, H. T., Kim, J. J., & Won, Y. G. (2013). *A Low Cost System for 3D Motion Analysis Using Microsoft Kinect*. Paper presented at the Applied Mechanics and Materials.
- Pinto, M., & Castellanos, M. (2004). Caracterización de los recobros por tuteladas y medicamentos no incluidos en los POS. *Gerencia y Políticas de Salud*, 3, 40-61.
- Pirovano M. (2015). *The design of exergaming systems for autonomous rehabilitation*. (DOCTORAL PROGRAM IN INFORMATION ENGINEERING), Politecnico di Milano, Milan, Italy.
- Pogrzeba, L., Wacker, M., & Jung, B. (2012). Potentials of a low-cost motion analysis system for exergames in rehabilitation and sports medicine *E-Learning and Games for Training, Education, Health and Sports* (pp. 125-133): Springer.
- Polman, C., Reingold, S., Barkhof, F., Calabresi, P., Clanet, M., Cohen, J., . . . Lublin, F. (2008). Ethics of placebo-controlled clinical trials in multiple sclerosis A reassessment. *Neurology*, 70(13 Part 2), 1134-1140.

- Portaccio, E., Zipoli, V., Siracusa, G., Sorbi, S., & Amato, M. (2008). Long-term adherence to interferon β therapy in relapsing-remitting multiple sclerosis. *European neurology*, 59(3-4), 131-135.
- Pradilla, G., & León-Sarmiento, F. E. (2007). Esclerosis múltiple en Colombia: cerrando la brecha Multiple sclerosis in Colombia: closing the gap. *Acta Neurol Colomb*, 23(1).
- Prosperini, L., Fanelli, F., Petsas, N., Sbardella, E., Tona, F., Raz, E., . . . Pantano, P. (2014). Multiple sclerosis: changes in microarchitecture of white matter tracts after training with a video game balance board. *Radiology*, 273(2), 529-538.
- Prosperini, L., Fortuna, D., Gianni, C., Leonardi, L., Marchetti, M. R., & Pozzilli, C. (2013). Home-based balance training using the wii balance board a randomized, crossover pilot study in multiple sclerosis. *Neurorehabilitation and neural repair*, 27(6), 516-525.
- Prosperini, L., Piattella, M. C., Gianni, C., & Pantano, P. (2015). Functional and Structural Brain Plasticity Enhanced by Motor and Cognitive Rehabilitation in Multiple Sclerosis. *Neural Plasticity*, 2015.
- Radio Cadena Nacional. (2013). Más de 2 mil personas en Colombia tienen esclerosis múltiple.
- Ravenek, K. E., Wolfe, D. L., & Hitzig, S. L. (2015). A scoping review of video gaming in rehabilitation. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*(0), 1-9.
- Reinbolt, J. A., Seth, A., & Delp, S. L. (2011). Simulation of human movement: applications using OpenSim. *Procedia IUTAM*, 2, 186-198.
- Riva, G., Banos, R. M., Botella, C., Wiederhold, B. K., & Gaggioli, A. (2012). Positive technology: using interactive technologies to promote positive functioning. *Cyberpsychology, Behavior, and Social Networking*, 15(2), 69-77.
- Rosselli, D., Guillermo Ariza, J., Acosta, T., & Rueda, J. D. (2012). Análisis de impacto presupuestal de la introducción de fingolimod en el tratamiento de esclerosis múltiple en Colombia. *Acta neurol. colomb*, 28(1), 4-10.
- Sanchez, J., Aguirre, C., Arcos-Burgos, O., Jimenez, I., Jimenez, M., Leon, F., . . . Uribe, C. (1999). Prevalence of multiple sclerosis in Colombia. *Revista de neurologia*, 31(12), 1101-1103.
- Sánchez, J., Aguirreb, C., Arcos-Burgosc, O., Jiménez, I., Jiménez, M., Leónb, F., . . . Uribeb, C. (2000). Prevalencia de la esclerosis múltiple en Colombia. *Rev Neurol*, 31, 1101-1103.
- Santamaría-Guzmán, K., Salicetti-Fonseca, A., & Moncada-Jiménez, J. (2015). Learning curve and motor retention of a video game in young and older adults (Curva de aprendizaje y retención motriz de un juego de video en adultos jóvenes y adultos mayores). *Retos*(27), 218-221.
- Saposnik, G., Teasell, R., Mamdani, M., Hall, J., McIlroy, W., Cheung, D., . . . Bayley, M. (2010). Effectiveness of virtual reality using Wii gaming technology in stroke rehabilitation: a pilot randomized clinical trial and proof of principle. *Stroke*, 41(7), 1477-1484. doi: 10.1161/strokeaha.110.584979
- Sawyer, B., & Smith, P. (2008). *Serious games taxonomy*. Paper presented at the Slides from the Serious Games Summit at the Game Developers Conference.
- Schmidt, R. A., & Lee, T. D. (2011). *Motor control and learning: A behavioral emphasis* (Vol. 5): Human Kinetics.
- Seely, A., & Macklem, P. T. (2004). Complex systems and the technology of variability analysis. *Crit Care*, 8(6), R367-384.
- Shaw, D., Gorely, T., & Corban, R. (2005). *Sport and exercise psychology*. Garland Science.
- Shen, A., & Ting, T. (2014). Marker-less motion capture for biomechanical analysis using the Kinect sensor.
- Shu, J., Hamano, F., & Angus, J. (2014). Application of extended Kalman filter for improving the accuracy and smoothness of Kinect skeleton-joint estimates. *Journal of Engineering Mathematics*, 88(1), 161-175.

- Silva, H. P. D., Fairclough, S., Holzinger, A., Jacob, R., & Tan, D. (2015). Introduction to the special issue on physiological computing for human-computer interaction. *ACM Transactions on Computer-Human Interaction (TOCHI)*, 21(6), 29.
- Sinclair, J., Hingston, P., & Masek, M. (2007). *Considerations for the design of exergames*. Paper presented at the Proceedings of the 5th international conference on Computer graphics and interactive techniques in Australia and Southeast Asia.
- Singer, R. N. (1982). *The learning of motor skills*: Macmillan.
- Skogstad, S. A. v. D., Nymoen, K., Høvin, M. E., Holm, S., & Jensenius, A. R. (2013). Filtering Motion Capture Data for Real-Time Applications.
- Smith, R., & Lee, T. (2005). *Motor control and learning: a behavioural emphasis*: Champaign: Human Kinetics.
- Song, S. (2009). Consciousness and the consolidation of motor learning. *Behavioural brain research*, 196(2), 180-186.
- Sosa, G. D., Sanchez, J., & Franco, H. (2015). *Improved front-view tracking of human skeleton from Kinect data for rehabilitation support in Multiple Sclerosis*. Paper presented at the Signal Processing, Images and Computer Vision (STSIVA), 2015 20th Symposium on.
- Soyuer, F., Mirza, M., & Erkorkmaz, Ü. (2006). Balance performance in three forms of multiple sclerosis. *Neurological research*, 28(5), 555-562.
- Sparrow, W., Donovan, E., Van Emmerik, R., & Barry, E. (1987). Using relative motion plots to measure changes in intra-limb and inter-limb coordination. *Journal of motor behavior*, 19(1), 115-129.
- Spinelli, B. A., Wattananon, P., Silfies, S., Talaty, M., & Ebaugh, D. (2015). Using kinematics and a dynamical systems approach to enhance understanding of clinically observed aberrant movement patterns. *Manual therapy*, 20(1), 221-226.
- Standen, P. J., & Brown, D. J. (2005). Virtual reality in the rehabilitation of people with intellectual disabilities: review. *Cyberpsychology & behavior*, 8(3), 272-282.
- Stergiou, N., Harbourne, R. T., & Cavanaugh, J. T. (2006). Optimal movement variability: a new theoretical perspective for neurologic physical therapy. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 30(3), 120-129.
- Suárez-Escudero, J. C. (2014). Discapacidad y neurociencias: la magnitud del déficit neurológico y neuro psiquiátrico. *Acta Neurol Colomb*, 30(4), 290-299.
- Sweetser, P., & Wyeth, P. (2005). GameFlow: a model for evaluating player enjoyment in games. *Computers in Entertainment (CIE)*, 3(3), 3-3.
- Tan, H., Cai, Q., Agarwal, S., Stephenson, J. J., & Kamat, S. (2011). Impact of adherence to disease-modifying therapies on clinical and economic outcomes among patients with multiple sclerosis. *Advances in therapy*, 28(1), 51-61.
- Tanaka, K., Parker, J., Baradoy, G., Sheehan, D., Holash, J. R., & Katz, L. (2012). A comparison of exergaming interfaces for use in rehabilitation programs and research. *Loading...* 6(9).
- Tate, J. J., & Milner, C. E. (2010). Real-time kinematic, temporospatial, and kinetic biofeedback during gait retraining in patients: a systematic review. *Physical Therapy*, 90(8), 1123-1134.
- Taylor, M., & Griffin, M. (2014). The use of gaming technology for rehabilitation in people with multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis Journal*, 1352458514563593.
- Taylor, M. J., & Griffin, M. (2014). The use of gaming technology for rehabilitation in people with multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis Journal*, 1352458514563593.
- Taylor, M. J., Shawis, T., Impson, R., Ewins, K., McCormick, D., & Griffin, M. (2012). Nintendo Wii as a training tool in falls prevention rehabilitation: case studies. *Journal of the American Geriatrics Society*, 60(9), 1781-1783.
- Thelen, E. (1996). *A dynamic systems approach to the development of cognition and action*: MIT press.

- Thelen, E., Ulrich, B. D., & Wolff, P. H. (1991). Hidden skills: A dynamic systems analysis of treadmill stepping during the first year. *Monographs of the society for research in child development*, i-103.
- Thomas, S., Fazakarley, L., Thomas, P. W., Brenton, S., Collyer, S., Perring, S., . . . Hillier, C. (2014). Testing the feasibility and acceptability of using the Nintendo Wii in the home to increase activity levels, vitality and well-being in people with multiple sclerosis (Mii-vitaliSe): protocol for a pilot randomised controlled study. *BMJ open*, 4(5), e005172.
- Thoumie, P., Lamotte, D., Cantalloube, S., Faucher, M., & Amarenco, G. (2005). Motor determinants of gait in 100 ambulatory patients with multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis*, 11(4), 485-491.
- Timmermans, A. A., Seelen, H. A., Willmann, R. D., & Kingma, H. (2009). Technology-assisted training of arm-hand skills in stroke: concepts on reacquisition of motor control and therapist guidelines for rehabilitation technology design. *J Neuroeng Rehabil*, 6(1), 1-18.
- Tong, X., Xu, P., & Yan, X. (2012). *Research on skeleton animation motion data based on Kinect*. Paper presented at the Computational Intelligence and Design (ISCID), 2012 Fifth International Symposium on.
- Toro, J., Sarmiento, O. L., Díaz del Castillo, A., Satizábal, C. L., Ramirez, J. D., Montenegro, A. C., . . . Tobon, A. (2006). Prevalence of multiple sclerosis in Bogotá, Colombia. *Neuroepidemiology*, 28(1), 33-38.
- Torres, A., Diaz, C., García, L., & Toro, M. (2007). El Aporte de la Biomecánica y la Ingeniería en Rehabilitación en la Ingeniería Biomédica de la EIA-CES. *Revista Ingeniería Biomédica*, 2, 10-13.
- Tremlett, H. L., & Oger, J. (2003). Interrupted therapy Stopping and switching of the β -interferons prescribed for MS. *Neurology*, 61(4), 551-554.
- Trujillo, J. C. G., Muñoz, J. E., & Villada, J. F. (2013). Exergames: una herramienta tecnológica para la actividad física. *Revista Médica de Risaralda*, 19(2).
- Ulrich, B. D., & Kubo, M. (2005). Adding pieces to the puzzle: A commentary. *Infant and Child Development*, 14(5), 519-522.
- Ulrich, B. D., Ulrich, D. A., & Collier, D. H. (1992). Alternating stepping patterns: hidden abilities of 11-month-old infants with down syndrome. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 34(3), 233-239.
- Van Diest, M., Lamoth, C. J. C., Stegenga, J., Verkerke, G. J., & Postema, K. (2013). Exergaming for balance training of elderly: state of the art and future developments. *J Neuroeng Rehabil*, 10(1), 1.
- van Diest, M., Stegenga, J., Wörtche, H. J., Postema, K., Verkerke, G. J., & Lamoth, C. J. (2014). Suitability of Kinect for measuring whole body movement patterns during exergaming. *Journal of biomechanics*, 47(12), 2925-2932.
- van Emmerik, R. E., Jones, S. L., Busa, M. A., Remelius, J. G., & Averill, J. L. (2014). Enhancing Postural Stability and Adaptability in Multiple Sclerosis *Progress in Motor Control* (pp. 251-276): Springer.
- Vendituoli, P. (2008). Bridging the Learning Curve: An Experiential Learning Activity to Teach Project Management Concepts. *The International Journal of Learning*, ISSN, 1447-9494.
- Vereijken, B., Emmerik, R. E. v., Whiting, H., & Newell, K. M. (1992). Free (z) ing degrees of freedom in skill acquisition. *Journal of motor behavior*, 24(1), 133-142.
- Vinkler, M., & Sochor, J. (2014). Integrating Motion Tracking Sensors to Human-Computer Interaction with Respect to Specific User Needs.
- Voss, D. E., Ionta, M. K., Myers, B. J., & Knott, M. (1985). *Proprioceptive neuromuscular facilitation: patterns and techniques*: Harper and Row.
- Weiss, P. L., Kizony, R., Feintuch, U., & Katz, N. (2006). Virtual reality in neurorehabilitation. *Textbook of neural repair and neurorehabilitation*, 2, 182-197.

- Wiedemann, L., Planinc, R., Nemec, I., & Kampel, M. (2015). Performance evaluation of joint angles obtained by the Kinect v2.
- Wiles, C., Newcombe, R., Fuller, K., Shaw, S., Furnival-Doran, J., Pickersgill, T., & Morgan, A. (2001). Controlled randomised crossover trial of the effects of physiotherapy on mobility in chronic multiple sclerosis. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 70(2), 174-179.
- Wilson, P. N., Foreman, N., & Stanton, D. (1997). Virtual reality, disability and rehabilitation. *Disability & Rehabilitation*, 19(6), 213-220.
- Winstein, C. J., & Garfinkel, A. (1989). Qualitative dynamics of disordered human locomotion: a preliminary investigation. *Journal of motor behavior*, 21(4), 373-391.
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement*: John Wiley & Sons.
- Winter, D. A., & Eng, P. (1995). Kinetics: our window into the goals and strategies of the central nervous system. *Behavioural brain research*, 67(2), 111-120.
- Xu, X., & McGorry, R. W. (2015). The validity of the first and second generation Microsoft Kinect™ for identifying joint center locations during static postures. *Applied ergonomics*, 49, 47-54.
- Zeller, D., & Classen, J. (2014). Plasticity of the motor system in multiple sclerosis. *Neuroscience*, 283, 222-230.
- Zerpa, C., Lees, C., Patel, P., Pryzsucha, E., & Patel, P. (2015). The Use of Microsoft Kinect for Human Movement Analysis. *International Journal of Sports Science*, 5(4), 120-127.
- Zhou, H., & Hu, H. (2008). Human motion tracking for rehabilitation—A survey. *Biomedical Signal Processing and Control*, 3(1), 1-18.
- Zyda, M. (2005). From visual simulation to virtual reality to games. *Computer*, 38(9), 25-32.

ANEXO A. CARTA AVAL DEL COMITÉ DE BIOÉTICA



UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE PEREIRA
COMITÉ DE BIOÉTICA
NOTIFICACIÓN DE APROBACIÓN

Sello: ORIGINAL

Código: CBE-SYR-142015

Página: 1 de 1

Pereira, 07 de septiembre de 2015

Ingeniero
JHON EDISON MUÑOZ CARDONA
Director trabajo de grado.

Referencia: Proyecto *"Validación de un exergame a través de un análisis biomecánico del equilibrio usando la teoría de sistemas dinámicos en un paciente con esclerosis múltiple"*.

El Comité de Bioética de la Universidad Tecnológica de Pereira ubicado en la oficina H-404 en la Facultad de Bellas Artes y Humanidades, Campus Universitario La Julita, Teléfono 3137535 Pereira; en reunión ordinaria efectuada el día de hoy, según Acta No. 14 Punto 03 Numeral 01, ha acordado dar el aval bioético al proyecto de la referencia, clasificándolo como una investigación con riesgo mayor al mínimo, debido a que cuenta con las exigencias bioéticas necesarias para su aprobación. El Comité deja constancia de lo siguiente:

1. El ingeniero, Jhon Edison Muñoz Cardona, está calificado para realizar y conducir el proyecto antes mencionado.
2. El proyecto contempla todas las condiciones adecuadas, tanto en sus aspectos bioéticos como científicos, quedando bien establecidos y justificados los riesgos predecibles y los inconvenientes vs. los beneficios anticipados para los participantes.
3. Los medios para la inclusión de los participantes y para la obtención del consentimiento informado son adecuados.
4. Cualquier cambio substancial en el proyecto original o el desarrollo de algún evento adverso serio debe ser reportado tan pronto como sea posible por el investigador principal a este Comité para las consideraciones y pronunciamientos pertinentes.

El Comité de Bioética de la Universidad Tecnológica de Pereira se acoge, y considera en la toma de sus decisiones, las normas y estándares éticos, legales y jurídicos vigentes para la investigación en seres humanos tanto nacionales como internacionales (Resolución 8430 De 1993, Resolución 2378 de 2008 y Declaración de Helsinki).

Nuestro comité cuenta con 14 miembros activos, consideramos Quórum a la presencia de la mitad más 1, anexamos a esta comunicación la página de asistencia con las respectivas firmas.

Atentamente,

Carlos Alberto Carvajal Correa
Presidente Comité de Bioética
Universidad Tecnológica de Pereira

ANEXO B. CONSENTIMIENTO INFORMADO



Human-Computer Interaction
HCI Group



CLÍNICA DE DOLOR DEL EJE CAFETERO GRUPO DE INVESTIGACION Y DESARROLLO EN CULTURA DE LA SALUD SEMILLERO: INTERACCION HOMBRE COMPUTADOR (HCI) CONSENTIMIENTO INFORMADO

VALIDACIÓN DE UN EXERGAME A TRAVES DE UN ANÁLISIS BIOMECANICO DEL EQUILIBRIO USANDO LA TEORÍA DE SISTEMAS DINÁMICOS EN UN PACIENTE CON ESCLEROSIS MÚLTIPLE

Le estamos pidiendo participar en la siguiente investigación, dirigida por el Doctor José Fernando López, Médico Fisiatra de la Clínica de Dolor del Eje Cafetero, el ingeniero John Edison Muñoz investigador de Colciencias y el estudiante del programa de Ciencias del Deporte Samuel Casanova.

¿Cuál es el propósito de este informe de consentimiento?

Este informe de consentimiento se da a usted para ayudarle a entender las características del estudio, de tal modo que usted pueda decidir voluntariamente si desea participar o no. Si luego de leer este documento tiene alguna duda, no dude en preguntarla.

¿Cuál es el propósito de este estudio?

Determinar objetivamente su desempeño mientras usted juega con videojuego especializado para el entrenamiento del equilibrio postural, analizando dinámicamente si usted coordina su cuerpo y sus articulaciones para realizar con eficacia la tarea.

¿Cuál es la importancia del estudio?

Actualmente se conocen estudios acerca de los beneficios que propicia el entrenar el equilibrio en sus diferentes manifestaciones usando videojuegos para el ejercicio físico como terapia asistida evaluando sus efectos a través de plataformas que miden variables cinéticas, no se conocen estudios de cómo se comportan las variables cinemáticas mientras se desafía su equilibrio postural en la patología de la esclerosis múltiple. Esta novedosa técnica de evaluación de puede servir como complemento en los servicios de terapia física.

¿Cuáles son los posibles riesgos?

Aunque este estudio no posee riesgos psicológicos, ni consecuencias para su situación financiera, su empleo o reputación, se puede presentar una situación de **RIESGO MAXIMO** al momento de estar interactuando con el videojuego, por ello en equipo conjunto con la entidad se preverá al máximo cualquier peligro a su integridad física. Tomando a consideración la prevención de caídas como evento adverso, se categorizan las caídas que usted pueda tener por su propia naturaleza, identificando causas comunes para poder desarrollar planes de acción para cada una de ellas, y las acciones inseguras más frecuentes asociadas con la aparición de caídas.

1. **Caídas accidentales.** Corresponden al 14% del total de caídas según las estadísticas. Son involuntarias, no predecibles, no es culpa de paciente y por la presencia de condiciones causantes como: derrames en el suelo, desorden, iluminación inadecuada, marcha anormal o débil. Son accidentes que no se pueden predecir, pero si se trabaja en el ambiente para evitar los riesgos se pueden evitar.
2. **Caídas fisiológicas anticipadas.** Corresponden al 80% de las caídas y son predecibles, se presentan por tropezones o resbalón en pacientes con: antecedentes de caídas, dificultades para caminar, incapacidad mental o cognitiva, pacientes con necesidad de auxiliares para acompañar la marcha.



3. **Caídas fisiológicas no anticipadas.** Corresponden al 6% de las caídas, no se esperan y no son predecibles la primera vez y el objetivo es prevenir una segunda caída; se presentan en pacientes con: ataques epilépticos, fracturas patológicas de cadera, y medicamentos.

Consultado de: **Feria Patiño, L. A., Lugo Núñez, B. F., Noriega Bilbao, L. D. C., & Osorio Navarro, A. (2012). Manual de seguridad del paciente para rehabilitación física.**

¿Cuáles son los posibles beneficios de participar en el estudio?

El principal beneficio que usted recibirá por la participación en este estudio será la relacionada con la posible mejora de su equilibrio postural, consiguiéndola a través de un proceso sin costo que se presentara ameno y divertido. El acceso a este tipo de tecnología de valoración del movimiento también es un beneficio al que usted accederá de forma gratuita.

Confidencialidad del paciente

Nosotros no divulgaremos ninguna información sobre usted, o proporcionada por usted durante la investigación. Cuando los resultados de la investigación se publiquen o se discutan en conferencias, no se incluirá información que pueda revelar su identidad. El proceso no requiere de toma de videos ni material donde se revelen los rostros u otras características personales. Si durante el proceso de la investigación usted tiene alguna duda puede contactarse con el personal administrativo de la Unidad de Acción Motora de la Clínica de Dolor del Eje Cafetero. Su participación en esta investigación es voluntaria. Su decisión de participar o no en este proyecto no afectara sus relaciones actuales o futuras con la Clínica del Dolor del Eje Cafetero. En el momento que usted solicite información relacionada con el proyecto los investigadores se la propiciarán.

Consentimiento del sujeto del estudio

He leído y escuchado satisfactoriamente las explicaciones sobre este estudio y he tenido la oportunidad de hacer preguntas y escuchar las respuestas explicadas de forma clara. Estoy enterado de los riesgos y beneficios de participar en este estudio. Autorizo el uso de la información para los propósitos de la investigación. Yo estoy de acuerdo en participar en este estudio.

Nombre del participante: _____

Firma: _____

Número de identificación: _____

Firma del testigo o responsable del paciente: _____

Firma: _____

Número de identificación: _____

Relación con el paciente: _____

Nombre del investigador: _____

Firma: _____

Número de identificación: _____

El paciente no puede firmar

por: _____

Fecha: ____ / ____ / ____

ANEXO C. PROTOCOLO DE EXPERIMENTACIÓN



PROTOCOLO DE EXPERIMENTACIÓN

VALIDACIÓN DE UN EXERGAME A TRAVÉS DE UN ANÁLISIS BIOMECÁNICO DEL EQUILIBRIO USANDO LA TEORÍA DE SISTEMAS DINÁMICOS EN UN PACIENTE CON ESCLEROSIS MÚLTIPLE

El siguiente protocolo fue elaborado de acuerdo a la revisión encontrada en la literatura y las recomendaciones del juicio de expertos con el talento humano a disposición del **HCI-Group Spin Off**.

1. TÉCNICAS A EMPLEAR

- 1.1. Proceso de captura de movimiento
- 1.2. Procesamiento de las bioseñales
- 1.3. Representación gráfica de las bioseñales de acuerdo a la TSD

Recursos materiales: Videoprojector, sensor **Kinect**, trípode o sostén, computador, cableado necesario, y material de registro físico.

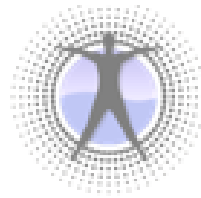
Recursos humanos: Fisioterapeuta y/o fisiatra (Dirección), Investigador y/o personal orientador del proceso (Coordinación), Personal técnico – operativo (Opcional).

Recursos físicos: Salón y/o aula de intervención adecuada (espacio clínico autorizado)

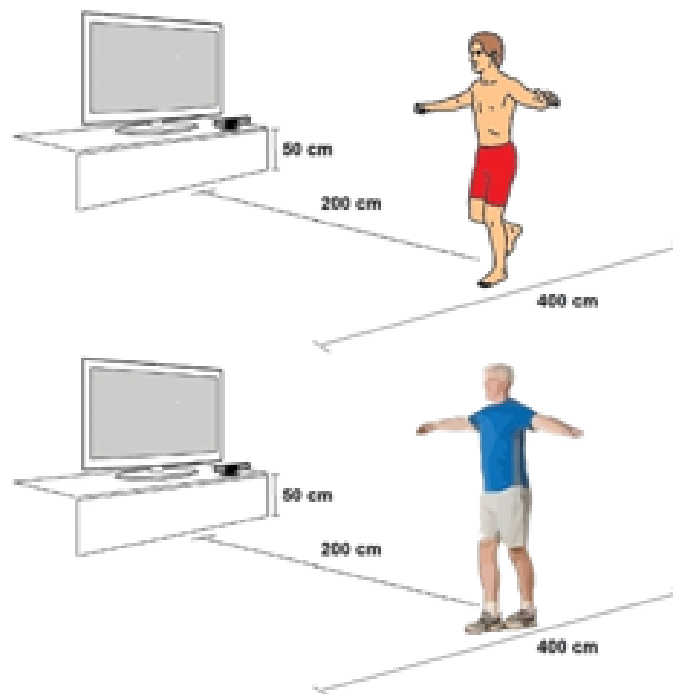
2. FASES DE LA EXPERIMENTACIÓN

2.1. ANTES DE LA EXPERIMENTACIÓN

- Revisar que las instalaciones donde se llevarán a cabo la experimentación, cumpla con las condiciones sanitarias, de iluminación, estructurales, etc.
- Revisar que el recurso humano a cargo de la instalación haya verificado todos los insumos necesarios para la experimentación (se debe presentar el consentimiento informado firmado por el paciente) y permisos que se necesita para la intervención.
- Revisar que los recursos materiales se encuentren a disposición y listos para ser usados.
- Revisar que el paciente se encuentre en condiciones óptimas para realizar la experimentación.
- Verificar que el computador esté en condiciones óptimas para la intervención, y además tanto los controladores y demás programas se encuentren correctamente instalados y listos para ejecutarse (videojuego y programa de registro).
- El equipo de cómputo debe tener instalados los controladores para el uso del sensor **Kinect**, además debe tener características sobresalientes en procesamiento y gráficos para permitir una buena interacción y una buena captura de datos.
- Se debe garantizar que no hayan unas condiciones de luz abundante ni incidencia directa de ninguna fuente hacia el sensor **Kinect**. Este sensor trabaja en el espectro infrarrojo (IR) el cuál es susceptible a luz solar o luz generada eléctricamente.



- En caso de usar un video proyector éste debe estar instalado en la parte superior de la sala con el fin de que el cuerpo del usuario no obstruya la proyección; adicionalmente la separación ideal entre el sensor y el usuario es de 200cm y el sensor debe estar por lo menos a 50 cm de altura del suelo.
- Se debe garantizar unas condiciones eléctricas estables con el fin de no interrumpir el proceso. Un reinicio repentino del sistema podría ocasionar la des-configuración del sensor, el software y/o daños en el video proyector.
- Se recomienda contar con un área para la interacción del usuario de 400x400 cm cuadrados y una altura aproximada de 250cm; esto con el fin de proporcionar el espacio suficiente para una interacción dinámica, libre y natural.

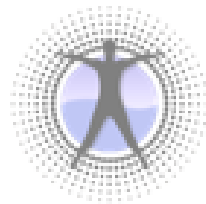


Esquema del sistema propuesto para el procedimiento en las dos posiciones de juego

- Adicional a ello, se deben seguir las recomendaciones metrológicas y demás cuestiones instrumentales sobre el posicionamiento del sensor expuestas en el documento **Human Interface Guidelines Versión 1.8 de Microsoft**.

2.2. DURANTE LA INTERVENCIÓN

- **Posición de calibración:** De pie frente al sensor a la distancia adecuada. La prueba comienza cuando al usuario se le proyecta el videojuego en el medio de proyección (TV o video-proyector). Es importante volver a mencionar que las condiciones de iluminación y la calidad y tamaño de la imagen son elementos importantes en el momento de lograr



una experiencia inmersa. El usuario solo debe ver en pantalla el videojuego proyectado en pantalla completa

- **Posiciones de juego:** Un solo pie de apoyo, un pie delante de otro sobre una línea
- **Modo de juego:** Inicia el juego con la posición de calibración, una vez el juego reconozca el movimiento del paciente corre el tiempo, donde el paciente debe evitar (rocas grises) y atrapar (manzanas rojas) los estímulos que se presenten en la pantalla. Cabe resaltar que estos estímulos caracterizaran la curva de entrenamiento de las habilidades aprendidas por el paciente durante la sesión del videojuego (esta curva debe construirse sesión tras sesión de experimentación), además de otros parámetros como el tiempo en cada uno de los intentos y número de repeticiones con cada extremidad. Por ejemplo, si el paciente posee cero números de manzanas atrapadas, y lo golpea una roca, se caerá del tronco sin que el avatar haya perdido el equilibrio. Por lo cual, cada vez que el avatar pierda el equilibrio y caiga, el paciente debe volver a asumir la posición de calibración.
- **Modo de registro de datos:** De forma paralela (usando la opción de extensión de pantallas) el especialista podrá ejecutar la aplicación de captura de movimiento en el mismo ordenador; en donde se pretende realizar un registro organizado en forma de bitácora. Se registra cada archivo BVH por intento caído, es decir inicia el proceso de registro de los datos con el reconocimiento del movimiento del paciente y termina con la caída del avatar. Se tiene un tiempo estimado de 3 segundos para una vez haya caído el avatar, el videojuego arroje el tiempo en pantalla, el usuario tenga tiempo de volver a la posición de calibración y el software registre un nuevo archivo. En todo momento el personal clínico debe estar atento a cualquier efecto adverso que presente el paciente durante la intervención, sin interferir con la captura del paciente.

2.3. DESPUES DE LA INTERVENCIÓN

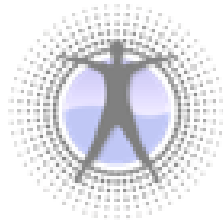
- Retomar al paciente a su estado óptimo (administración de ejercicios físicos de estiramiento y vuelta a la calma).
- Recopilar todos los registros reportados en la sesión.
- Iniciar la desconexión de los recursos materiales e instrumentales.

Ejemplo de bitácora de resultados en la sesión.

Intento n°	Posición de juego	Duración en seg.	Puntaje del videojuego	Nombre de archivo BVH
1	Tándem - Derecho	18	3	paciente_0001.bvh

PLAN DE ANALISIS ESTADISTICO

- Agrupación del conjunto de datos de las variables seleccionadas



- Estimación de la desviación estándar (SD), media cuadrática (MC), intervalo de confianza al 95% (95% CI) y coeficiente de variación porcentual (%CV).
- Análisis interpretativo de los valores reportados.

PLAN DE ANALISIS BIOMECANICO

- Selección de los archivos de captura de movimiento registrados que me representen gráficamente una acción cíclica.
 - Carga y análisis gráfico de cada uno de los archivos de captura de movimiento al código basado en la interfaz gráfica.
 - Selección de los puntos de distribución que mejor me describan el movimiento (si existen predictores de este movimiento basados en estudios investigativos similares).
 - Selección de los planos de movimiento a analizar en cada uno de los puntos de distribución articular.
 - Extracción del conjunto de datos de las variables seleccionadas
 - Administración del filtro de suavizado a las variables seleccionadas
- (EJECUCIÓN DEL PLAN DE ANALISIS ESTADISTICO)**
- Cálculo de las técnicas para el estudio de la coordinación (acoplamiento angular y codificación vectorial).

REPORTE DE RESULTADOS

- ✓ Curva de entrenamiento de las habilidades aprendidas por el paciente durante la sesión (Secuencias temporales) y otro tipo de puntajes del videojuego.
- ✓ Representaciones gráficas del movimiento y sus respectivas interpretaciones.