



**“EFECTO DEL FEEDBACK VISUAL SOBRE LA RECUPERACION DE LA MARCHA  
EN PERSONAS CON ENFERMEDAD CEREBROVASCULAR”**

**KAREN GIZETH CASTRO MEDINA**

**STEFANY CAROLINA SANTISTEBAN PERTUZ**

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MANIZALES**

**FACULTAD DE SALUD**

**MAESTRÍA EN NEUROREHABILITACIÓN**

**MANIZALES**

**2019**

**“EFECTO DEL FEEDBACK VISUAL SOBRE LA RECUPERACION DE LA MARCHA  
EN PERSONAS CON ENFERMEDAD CEREBROVASCULAR”**

**KAREN GIZETH CASTRO MEDINA**

**STEFANY CAROLINA SANTISTEBAN PERTUZ**

**Trabajo de investigación para optar al título de Magister en Neurorehabilitación**

**Directora trabajo de grado**

**Mg. MONICA YAMILE PINZON BERNAL**

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MANIZALES**

**FACULTAD DE SALUD**

**MAESTRÍA EN NEUROREHABILITACIÓN**

**MANIZALES**

**2019**

## **DEDICATORIA**

Principalmente a Dios por ser el dador de cada buen milagro en nuestras vidas, el principal de ellos: nuestras familias.

Gracias a nuestra familia por su apoyo incondicional, por luchar a nuestro lado y ayudarnos a entender que con amor, dedicación y esfuerzo todo es posible.

A nuestros pacientes del Proceso Interdisciplinario de Rehabilitación (PIR®) que fueron nuestra principal inspiración y motivación, a nuestros compañeros fisioterapeutas de La Clínica Universidad de La Sabana que siempre nos apoyaron y alentaron en este proceso.

## **AGRADECIMIENTOS**

Agradecemos a la Clínica Universidad de La Sabana por permitirnos desarrollar este proyecto de investigación y disponer su recurso tecnológico, económico y talento humano, especialmente a la fisiatra María Leonor Rengifo Varona jefe del departamento de Rehabilitación de esta institución; a nuestra directora de tesis Mg. Mónica Yamile Pinzón Bernal y especialmente a las personas que participaron en este estudio.

## RESUMEN

**Objetivo:** Determinar el efecto del *feedback* visual con entrenamiento robótico-Lokomat® sobre la recuperación de la marcha en personas mayores de 18 años con antecedentes de enfermedad cerebrovascular. **Metodología:** Se realizó un estudio de caso único (*single-subject design*) de línea de base múltiple, en el cual participaron 5 personas del Proceso Interdisciplinario de Rehabilitación (PIR®) de La Clínica Universidad de La Sabana, quienes recibieron entrenamiento de marcha a través del sistema robótico Lokomat® más retroalimentación visual (*feedback* visual), provista por software computarizado, durante 12 sesiones: 4 semanas consecutivas 3 veces por semana por una hora. Las medidas de resultado primaria y secundaria fueron la velocidad de la marcha (test de marcha 10 metros) y el balance durante la marcha (*Timed get up and Go*) respectivamente.

**Resultados:** Todos los participantes mostraron aumento en la velocidad de la marcha con valores entre 0,23m/s a 0,87m/s (promedio 0,64m/s, DE=0,264m/s), cumpliendo con los criterios de estabilidad en la línea de base, cambio de nivel hacia la mejoría con un promedio entre 9,02% y 52,17%, tendencia con aceleración moderada y porcentaje de no superposición de los datos con valores entre 16,66% y 100%; con una significancia estadística de  $p=0,001$  determinada por medio del test de aleatorización con distribución aleatoria no exhaustiva “Monte Carlo”. El balance durante la marcha tuvo un porcentaje de mejoría entre 12,85% y 26,70% posterior al entrenamiento con *feedback* visual.

**Conclusiones:** El *feedback* visual es efectivo para la recuperación de la marcha en personas con ECV en términos de velocidad y balance, teniendo relación directa con la función motora en miembro inferior, gasto energético, actividades y participación.

**Palabras Claves:** Accidente cerebrovascular, retroalimentación, marcha, rehabilitación, robótica (DECS).

## ABSTRACT

**Objective:** To determine the effect of visual feedback with robotic-Lokomat® training on gait recovery in people older than 18 years with a history of cerebrovascular disease (CVD). **Methodology:** A single-case study (*single-subject design*) of multiple-baseline was carried out, in which 5 people from the Interdisciplinary Rehabilitation Process (PIR® for its acronym in spanish) of “La Clínica Universidad de La Sabana” participated, who received marching training through the Lokomat® robotic system plus visual feedback (*visual feedback*), provided by the team's software, during 12 sessions: 4 consecutive weeks 3 times a week for one hour. The primary and secondary outcome measures were gait speed (walking test 10 meters) and running balance (*Timed get up and Go*) respectively. **Results:** All the participants showed an increase in the speed of walking with values between 0.23m / s and 0.87m / s (average 0.64m / s, DE = 0.264m / s), meeting the criteria of stability, change of level towards improvement with an average between 9.02% and 52.17%, a trend with moderate acceleration and no overlapping of data; with a statistical significance of  $p = 0.001$ . The balance during the gait had a percentage of improvement between 12.85% and 26.70% after training with *visual feedback*. **Conclusions:** *Visual feedback* is effective for recovery of gait in people with CVD in terms of speed and balance, having a direct relationship with motor function in the lower limb, energy expenditure, activities and participation.

**Keywords:** Stroke, feedback, gait, rehabilitation, robotics (DECS).

## CONTENIDO

1	PRESENTACIÓN.....	13
2	AREA PROBLEMÁTICA Y ANTECEDENTES.....	15
2.1	PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN.....	26
3	JUSTIFICACIÓN.....	27
4	OBJETIVOS.....	32
4.1	OBJETIVO GENERAL:.....	32
4.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS: .....	32
5	REFERENTE TEÓRICO.....	33
5.1	GENERALIDADES: ENFERMEDAD CEREBROVASCULAR.....	33
5.2	DEFICIENCIAS Y ALTERACIONES DE LA MARCHA EN PERSONAS CON ENFERMEDAD CEREBROVASCULAR .....	37
5.3	VELOCIDAD DE LA MARCHA EN PERSONAS CON ECV.....	40
5.4	FEEDBACK AUMENTADO Y RECUPERACION MOTORA.....	43
5.5	SISTEMA DE FEEDBACK AUMENTADO EN SISTEMAS ROBOTICOS PARA EL ENTRENAMIENTO DE LA MARCHA .....	46
6	OPERACIONALIZACION DE LAS VARIABLES.....	51
6.1	VARIABLES SOCIODEMOGRAFICAS .....	51

6.2	VARIABLES CLINICAS.....	52
6.3	VARIABLES DE RESULTADO .....	53
7	HIPOTESIS.....	57
7.1	HIPOTESIS NULA .....	57
7.2	HIPOTESIS ALTERNATIVA .....	57
8	METODOLOGÍA .....	58
8.1	TIPO DE ESTUDIO: .....	58
8.2	POBLACIÓN.....	59
8.3	MUESTRA Y MUESTREO .....	59
8.4	CONTROL DE SESGOS .....	60
8.5	ANÁLISIS VISUAL Y ESTADÍSTICO:.....	60
8.5.1	Análisis Visual.....	61
8.5.2	Análisis estadístico .....	61
9	RESULTADOS.....	64
9.1	VARIABLES SOCIODEMOGRAFICAS: .....	64
9.2	VARIABLES CLÍNICAS: .....	65
9.3	VARIABLES DEPENDIENTES: .....	66

9.3.1	CAMBIOS EN LA VELOCIDAD DE LA MARCHA.....	67
9.3.1.1	ANALISIS VISUAL.....	67
9.3.2	ANALISIS ESTADISTICO.....	70
9.3.3	CAMBIOS EN EL BALANCE DURANTE LA MARCHA.....	72
10	DISCUSIÓN DE RESULTADOS.....	73
11	CONCLUSIONES.....	77
12	RECOMENDACIONES.....	79
13	REFERENCIAS.....	80
14	ANEXOS.....	91

## LISTA DE TABLAS

Tabla 1: Variables sociodemográficas.....	64
Tabla 2: Variables Clínicas.....	65
Tabla 3: Variables sociodemográficas y clínicas por participante .....	65
Tabla 4: Puntos hipotéticos de inicio para la distribución aleatoria no exhaustiva.....	71

## LISTA DE FIGURAS

Ilustración 1: Comparación de las líneas de base (A) e intervención (B) para cada participante con representación de los cambios en el nivel en cada fase. ....	68
Ilustración 2: Cambios en tendencia de los datos de la línea de base (A) y la línea de intervención (B).....	69
Ilustración 3 Porcentaje de No superposición de los datos (PND).....	70
Ilustración 4: número de posibles asignaciones y test observado calculado en R.....	71
Ilustración 5: valor de p para el test de aleatorización calculado en R.....	71

## LISTA DE ANEXOS

ANEXO 1: FORMATO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO.....	91
ANEXO 2 PROTOCOLO DE SEGURIDAD PARA PACIENTES EN INVESTIGACIÓN .....	93
ANEXO 3 TABLA DE RECOLECCION DE DATOS VARIABLES SOCIODEMOGRAFICAS Y CLINICAS .....	97
ANEXOS 4 TABLA DE RECOLECCION DE DATOS VARIABLES ESTUDIO .....	99
ANEXOS 5 PROTOCOLO DE ADAPTACION Y MONTAJE DE LOS PARTICIPANTES AL LOKOMAT® .....	100
ANEXO 6 PROTOCOLO DE ENTRENAMIENTO DE MARCHA EN LOKOMAT® SIN FEEDBACK VISUAL .....	103
ANEXOS 7 PROTOCOLO DE ENTRENAMIENTO DE MARCHA EN LOKOMAT® CON FEEDBACK VISUAL COMPUTARIZADO IMPLEMENTADO EN EL SISTEMA LOKOMAT® .....	105

## 1 PRESENTACIÓN

A continuación, se presenta el informe final del proyecto de investigación denominado efecto del *feedback* visual sobre la recuperación de la marcha en personas con enfermedad cerebrovascular, realizado en el marco de la VII cohorte de la maestría en Neurorehabilitación, previa aprobación por el grupo de investigación “Cuerpo-Movimiento”, en la línea de funcionamiento y discapacidad en la perspectiva de la salud. Este proyecto constituye una estrategia novedosa de investigación pues se trata de un tipo de estudio de caso único (*single-subject design*) de línea de base múltiple, aleatorio, el cual es novedoso en el ámbito de maestrías y doctorados, pues además de reducir tiempo y costos en la investigación, permite establecer, comprobar hipótesis y relación causa-efecto; puesto que cada sujeto es su propio control y además cuenta con sus propios métodos de análisis estadístico que hacen a este diseño válido y confiable.

En este estudio participaron 5 usuarios del Proceso Interdisciplinario de Rehabilitación (PIR<sup>®</sup>) de La Clínica Universidad de La Sabana en el municipio de Chía, Cundinamarca, Colombia, con edades comprendidas entre los 19 a 73 años de edad (promedio 55 años), diagnosticados con Enfermedad Cerebrovascular de tipo isquémico (3) y hemorrágico (2), de los cuales 4 presentaron hemiparesia derecha; quienes recibieron entrenamiento en marcha con órtesis robóticas en Lokomat<sup>®</sup> sin *feedback* visual durante 12 sesiones por 1 hora (3 veces por semana, durante 4 semanas) y que de manera aleatoria; sesión 12, 14, 16, 18 o 20 recibieron entrenamiento con *feedback* visual, el cual consistió en las gráficas mostradas en la pantalla del dispositivo que indicaba 8 torques de movimiento para cadera y rodilla de cada extremidad hacia la flexión y extensión en fase de apoyo y balance; al finalizar cada sesión de entrenamiento a cada participante se le evaluó la velocidad de la marcha por medio de la marcha de 10 metros, de manera repetida por una fisioterapeuta experto enmascarado quien no conocía el protocolo de intervención ni la asignación de los participantes. Además, como variable de resultado secundaria al inicio y final de cada fase (control y *feedback* visual) se evaluó el balance durante la marcha por medio del *Timed Get Up And Go*.

Durante el análisis de datos se evidenció aumento en la velocidad de la marcha para todos los participantes tras el entrenamiento con *feedback* visual, cumpliendo con los criterios de estabilidad (80% de los datos), cambio de nivel con un promedio de mejora entre 9,02% y 52,17%, con mayor porcentaje para P01(52,17%) y P02(40,18%), tendencia ascendente hacia la mejoría con una aceleración moderada y un porcentaje de no superposición de los datos entre 16-100%, lo cual permitió realizar análisis estadístico por medio de test de aleatorización con distribución no exhaustiva “Monte Carlo” encontrando una significancia estadística de  $p=0,001$  para todos los datos; así mismo hubo cambios favorables en el balance durante la marcha, con porcentaje de mejoría entre 12,85% y 26,70%, fase A 17,17 segundos en promedio que redujo a 14,67 segundos posterior a la implementación del *feedback* visual. Lo anterior demuestra el efecto del *feedback* visual en la recuperación de la marcha en personas con ECV, marcando un avance importante en los procesos de Neurorehabilitación funcional en esta población.

## 2 AREA PROBLEMÁTICA Y ANTECEDENTES

La enfermedad cerebrovascular (ECV) constituye un grupo de condiciones patológicas asociadas a pérdida súbita no convulsiva de la función neurológica debido a una isquemia cerebral o hemorragia intracraneal como consecuencia de un proceso patológico en los vasos, que incluye la oclusión en el interior del vaso por un émbolo o un trombo, la rotura de un vaso, alteraciones en la permeabilidad de la pared vascular o incremento en la viscosidad de la sangre u otros cambios en sus características. El ECV puede clasificarse por el tipo de tejido afectado, localización anatómica, los vasos comprometidos, etiología, edad de afectación y su naturaleza hemorrágica o isquémica (1). El efecto de la enfermedad cerebrovascular, se basa en su alta tasa de recurrencia, el impacto sobre la calidad de vida, la discapacidad y su alto índice de mortalidad (2).

De acuerdo a la Organización Mundial de Salud (OMS), el ECV es la segunda causa de mortalidad en el mundo y la tercera más común en países desarrollados ocasionando alrededor de 4,4 millones de muertes anuales, es además, la mayor causa de discapacidad a largo plazo con consecuencias emocionales y socioeconómicas para las personas, sus familias y los servicios de salud; para el año 2020 el ECV y la enfermedad coronaria serán la principal causa de pérdida de años de vida saludable (3).

Según Feigin (3) la incidencia de ECV en países desarrollados, incrementa progresivamente con cada década de la vida, presentando valores estándares de ocurrencia en una de cada 1000 personas entre los 55 años en países como Japón, Rusia y Ucrania; en estos mismos países, la edad de mayor prevalencia oscila alrededor de los 65 años (3).

A nivel mundial, 15 millones de personas sufren ECV cada año, en Estados Unidos, la prevalencia es de alrededor el 3% en la población adulta, lo que representa aproximadamente 7 millones de personas; en Latinoamérica la incidencia se reporta entre 0,89-1,83/1000 personas, siendo en Colombia (Antioquia), de 0,89/1000 personas, de estos, el 87% son de origen isquémico, 10% hemorrágico y el 3% se asocian a hemorragia subaracnoidea (2)(4).

Comparando el tipo de ECV hemorrágico e isquémico, el primero se considera como un alto riesgo de mortalidad en comparación con los de tipo isquémico, según Andersen (2009) la alta mortalidad está relacionada con mayor severidad y mayor variedad en los subtipos hemorrágicos. En el *Copenhagen Stroke Study* (5), de 1000 personas seleccionadas solo 88 presentaban el tipo hemorrágico (lo que representaba el 9% de la población), en este estudio, el tipo de ECV no estaba asociado a mortalidad intrahospitalaria. Según el mismo estudio, los resultados funcionales después del ECV estarían determinados no solamente por la severidad de la lesión sino por la naturaleza de la misma; teniendo como factores determinantes, el área comprometida, la expansión del hematoma, la formación de edema cerebral, o cualquier otro factor que determine el aumento de la presión intracraneal (6).

En resultados de morbimortalidad, el *Copenhagen Stroke Study* muestra que el 21% de los casos incluidos fallecieron, el 15% requirieron cuidado en lugares especializados después de completar su rehabilitación y el 64% de los casos retornaron a su hogar. Al final de la rehabilitación los déficits neurológicos (hemiparesia, alteraciones en la comunicación, déficits cognitivos, desórdenes en la percepción viso-espacial) estuvieron ausentes o leves en el 78% de los casos, moderados en el 11% y severos o muy severos también en el 11%. La discapacidad funcional fue muy severa en el 14% de los casos, severa en el 6%, moderada en el 8%, leve en el 26% y en total, el 46% de los casos tenía mayor independencia en las actividades de la vida diaria según el Índice de Barthel.

La función de la extremidad superior evaluada con los ítems de aseo y alimentación se recuperó parcialmente en el 15% de las personas, el 6% permaneció no funcional y el 79% de los casos alcanzaron la mayor calificación de los ítems relacionados con la función. Con respecto a la recuperación de la función de la marcha después del proceso de rehabilitación el 22% de las personas no lograron caminar, el 14% caminaron con asistencia y el 64% lograron caminar de forma independiente (5). Aproximadamente entre el 65-85% de las personas con antecedente de enfermedad cerebrovascular aprenden a caminar de forma independiente en más o menos 6 meses pos ECV a pesar de la persistencia de anomalías de la marcha de forma crónica. Las personas con ECV gastan mayor tiempo

en su rehabilitación en recuperar la habilidad para caminar comparado con otras actividades. Mejorar la habilidad para caminar es uno de los mayores logros en la rehabilitación ya que facilita la participación y la inclusión comunitaria (7).

Según el *Copenhagen Stroke Study de recuperación de la marcha en personas con ECV* (8), inicialmente el 51% de los individuos no tienen la capacidad para caminar, el 12% podría llegar a caminar con alguna asistencia y el 37% logra la independencia para la marcha; al final de la rehabilitación, 18% no tiene capacidad para caminar, 11% caminan con alguna asistencia y el 50% caminan de manera independiente, para ellos, el 95% de la personas con ECV recuperan la función para caminar en aproximadamente cinco semanas pos ECV.

Al reconocer que la rehabilitación es fundamentalmente un proceso de reaprendizaje, puede inferirse que esta se basa en los principios de aprendizaje motor y que se pueden aplicar para la recuperación motriz después de una lesión cerebral de la misma forma en que el entrenamiento lleva a mejoría permanente en la función motora (9)(10)(11). Sin embargo, muchos son los puntos clave que deben direccionarse para el desarrollo de intervenciones en rehabilitación que estén basadas en los principios de aprendizaje motor. En primer lugar, no es claro cuáles y en qué grado se ven afectados los mecanismos para el aprendizaje motor después de una lesión cerebral, en segundo lugar, los objetivos en la rehabilitación pueden orientarse como medidas de recuperación de las limitaciones versus mecanismos de compensación funcional sin tener claridad en la diferencia entre estos dos procesos y su contribución en el aprendizaje motor. En tercer lugar, se debe establecer qué tipo de aprendizaje es más relevante para las personas con condiciones neurológicas y finalmente reconocer que la interacción entre aprendizaje y recuperación aún está en investigación (12)(11).

Según Kwakkel (13) estudios longitudinales han sugerido que la recuperación tras un ECV se lleva a cabo a través de una serie de estadios estereotipados sobre los 6 meses pos-lesión, independientemente del tipo de intervención terapéutica e incluye recuperación de tejidos en penumbra, plasticidad neuronal, resolución de la diasquisis y estrategias compensatorias.

Las mejoras en rehabilitación incrementan con la cantidad de práctica y se relacionan con la tarea entrenada durante la terapia, de esta forma, la recuperación relacionada a procesos biológicos espontáneos parece mejorar el desempeño en un amplio rango de tareas, mientras que la recuperación mediada por entrenamiento como el aprendizaje en personas sanas es tarea-dependiente (9). Estas diferencias demarcan la importancia de la distinción entre recuperación versus compensación y como estas se relacionan con el aprendizaje motor. La verdadera recuperación indica que las regiones cerebrales no lesionadas son recluidas y generan comandos en los mismos grupos musculares que se usaban antes de la lesión. La compensación, en cambio, es el uso de músculos alternativos para conseguir el objetivo de una tarea; a pesar de esta distinción el aprendizaje requiere de ambos procesos.

La participación de múltiples áreas corticales y subcorticales en el aprendizaje motor y la heterogeneidad de las lesiones ocurridas tras una enfermedad cerebrovascular dificulta la identificación precisa de los déficits relacionados con el aprendizaje motor en esta población, sin embargo, algunos estudios han mostrado resultados que permiten relacionar esta capacidad con la expresión del movimiento en personas con condiciones neurológicas secundarias a enfermedad cerebrovascular (12). Winstein et al., (14) evaluaron la precisión y consistencia de una tarea de flexo-extensión en un plano horizontal en el brazo ipsilateral a la lesión en personas con antecedentes de ECV de arteria cerebral media y personas sanas utilizando dos condiciones de *feedback* aumentado, ambos grupos demostraron mejorías durante la práctica con persistencia de los cambios en la fase de retención, a pesar que las diferencias entre grupos no fueron significativas, las personas con ECV mostraron permanencia en la capacidad de aprendizaje motor demostrando que los procesos de ejecución y control de las habilidades motoras tras el daño de la corteza sensoriomotora están más comprometidos que los procesos de aprendizaje motor en sí mismos.

Los resultados del estudio de Raghavan et al., (15) sugieren que las personas con hemiparesia secundaria a una lesión subcortical o que afecte los tractos corticoespinales presentan grandes dificultades en la planeación motora, asociados a las deficiencias en la ejecución de la tarea por pobre capacidad en el control anticipatorio, sin embargo, estas mismas personas, fueron capaces de ejecutar la tarea estudiada con la mano no afectada

mejorando los resultados de la tarea con esta mano. Estos resultados no son concluyentes dada las diferencias metodológicas de los estudios descritos, sin embargo, las personas con ECV podrían retener la habilidad de aprender ciertas tareas más que otras dependiendo de la información suministrada y el procesamiento de la tarea solicitada así mismo, sugieren que el entrenamiento en el lado no afectado podría influir el desempeño del lado afectado, aunque la variabilidad en el desempeño sea mayor en comparación con los controles; las personas con ECV parece que preservan la habilidad para adaptarse a los cambios y aprender nuevas tareas vinculada con los procesos de recuperación funcional y los mecanismos adaptativos e intrínsecos que ocurren a nivel neurológico y funcional (16) (5).

El principio fundamental en el aprendizaje motor se basa en que la mejoría en el desempeño es dependiente de la cantidad de la práctica (12), sin embargo, existen diferentes condiciones que hacen que la práctica consolide el aprendizaje motor y la plasticidad cerebral necesaria para la recuperación; características como la práctica distribuida, aleatoria u ordenada, variable o constante, masiva o fraccionada determinan la adquisición, permanencia y generalización del mismo (12)(17). Otro factor determinante, es el tipo de información que se brinda a las personas durante el entrenamiento. En general, la información sensorial asociada al acto motor se divide en dos grandes categorías distinguidas por su relación temporal con la acción: la anteroalimentación (*feedforward*) y retroalimentación (*feedback*) (17).

La anteroalimentación se refiere a la información sensorial previa a la acción e incluye información relacionada con el medio ambiente y el individuo respecto a la tarea, en contraste, con la retroalimentación, esta información está disponible durante o después del entrenamiento e incluye información relacionada con las sensaciones asociadas al movimiento así como información relacionada a los resultados de la acción con respecto a los objetivos del entrenamiento(18).

El *feedback* intrínseco es inherente a la acción y se obtiene de fuentes de información sensorial internas o propias del individuo, como son el sentido kinestésico, visual y vestibular, frecuentemente, en patología de origen nervioso central o periférico, estos

sistemas se encuentran afectados; como su nombre lo indica esta información es intrínseca y depende exclusivamente de la percepción de la persona y la integración apropiada de sus sistemas sensoriales. Por otro lado, el *feedback* extrínseco o aumentado, proviene de una fuente externa y complementa la información intrínseca, esta se suministra de varias maneras, puede ser verbal o no verbal, visual y respecto a la temporalidad puede ser constante, inmediata o tardía (19).

La retroalimentación extrínseca se considera un elemento clave en diversas investigaciones dada su fácil obtención, manipulación y cuantificación en los ámbitos experimentales (19). En general, el *feedback* aumentado es considerado una práctica variable que es capaz de afectar de forma temporal o permanente (aprendizaje) el desempeño (20).

En relación a lo expuesto anteriormente, las anomalías de la marcha encontradas en personas con ECV responden a un patrón compensatorio por déficit en el desempeño muscular, la integridad sensorial, propioceptiva y el control del movimiento en general, puesto que comúnmente tras un ECV, estos mecanismos intrínsecos de información se ven afectados, la capacidad de auto corregir los errores en el comportamiento motor está limitada (*feedback* intrínseco); resultando a este nivel un punto clave la información que proporciona el fisioterapeuta en la rehabilitación para corregir dichas compensaciones; por lo que el uso del *feedback* extrínseco juega un papel central en la adquisición de habilidades motoras. Debido a esto, mientras que la evidencia científica es clara en demostrar la importancia del *feedback* extrínseco en el aprendizaje motor en personas sanas, se requiere mayor investigación sobre el uso de *feedback* extrínseco en personas con ECV (21)(22).

La provisión de *feedback* extrínseco hace uso de varios sistemas para el suministro de información incluyendo formas verbales, videograbaciones o retroalimentación visual por espejo del desempeño de la persona, estos permiten demostrar y comparar el desempeño del individuo para corregir posibles errores. Sin embargo, estos métodos tienen dificultades respecto a su dosificación y a la capacidad de integración perceptual del individuo derivado de posibles problemas cognitivos o de autoimagen (23). Por lo cual, dados los avances tecnológicos, los dispositivos robóticos recientemente implementados para la recuperación

de la marcha brindan nuevas posibilidades ya que proveen información relacionada con el desempeño; basados en los principios de aprendizaje motor, este *feedback* aumentado durante el entrenamiento robótico de la marcha podría mejorar los procesos de neurorehabilitación usados para recuperar la función de la marcha, convirtiéndose en una herramienta relevante que incrementa la respuesta motora del individuo y la motivación durante el entrenamiento (24).

Algunos estudios y protocolos de práctica clínica son consistentes en demostrar que durante la fase de práctica temprana cualquier variación que incremente la disponibilidad de *feedback* (precisión, frecuencia, número de canales de información) representa mejoría en la tasa de desempeño de los ensayos realizados durante la tarea (20)(25).

Según la revisión temática desarrollada por Van Vliet et al., (21) sobre el papel del *feedback* en el aprendizaje motor de las personas con ECV, los autores encontraron que la mayoría de los investigadores resumen el tema de la retroalimentación en tres cualidades principales: el contenido, la frecuencia y el foco atencional (21); respecto al contenido del *feedback*, las investigaciones se centran en la efectividad de los instrumentos o dispositivos que brindan la retroalimentación más que en realizar comparaciones entre conocimiento de resultados versus conocimiento de desempeño, el *feedback* descriptivo o prescriptivo y el papel de los diferentes contenidos de *feedback* y su influencia en los estadios del aprendizaje. En el año 2000, Talvitie (26), investigó las características socio-afectivas del *feedback* extrínseco en fisioterapia con diferentes contenidos de retroalimentación: visual, verbal y manual, el estudio encontró que el *feedback* verbal se usa de forma más extensiva por los fisioterapeutas, en comparación con el *feedback* visual, además tiene influencia significativa en la motivación y el reforzamiento de la tarea; sin embargo, este estudio reportó el efecto de los diversos contenidos de *feedback* sobre el aprendizaje convirtiéndose esto en una posibilidad de investigación.

Un estudio realizado por Platz en el 2001 (27) investigó el efecto del conocimiento de resultados en personas con ECV, los sujetos fueron aleatorizados en tres grupos que incluían o no conocimiento de resultados, después de la intervención se encontraron

cambios sustanciales en el grupo del conocimiento de resultados, como conclusión general se destaca el papel del conocimiento de resultados y su relevancia cuando la retroalimentación y las características del movimiento son inherentes a la tarea.

Tahut, et al, (28) evaluó la efectividad del entrenamiento con estimulación auditiva sobre la velocidad, la longitud de paso, la cadencia y la simetría durante la marcha, la función motora de miembro inferior (Fugl Meyer test) y el índice de independencia Funcional Barthel en personas con hemiparesia secundaria a un ECV, comparando con el método de Neurodesarrollo Bobath (NDT/Bobath); los datos demostraron que después de 3 semanas de entrenamiento el método de estimulación auditiva potencia las cualidades espaciotemporales de la marcha durante la rehabilitación en personas con hemiparesia secundaria a un ECV, siendo estas ganancias significativamente superiores comparado con el método NDT/Bobath.

Como conclusión, estos estudios han demostrado que las personas con ECV, se benefician de recibir *feedback* visual y auditivo especialmente en tareas de características posturales, se ha descrito mejoría en el balanceo en el cono de estabilidad, la función motora y la independencia en las actividades de la vida diaria (21), sin embargo, aún sigue en discusión la frecuencia y el foco atencional adecuados para verificar la influencia del *feedback* en el aprendizaje motor.

Kiper et al., (29) demostraron con un ensayo clínico que el *feedback* reforzado en un medio ambiente virtual es más efectivo que la rehabilitación tradicional sobre la función motora del miembro superior en personas con antecedentes de ECV, comparando además diferencias según su etiología hemorrágica o isquémica, ambos grupos presentaron mejoría en el desempeño determinado con las medidas de resultado como la función motora (*Fugl Meyer test*), las características cinemáticas del acto motor (tiempo, velocidad y carga) y la medida de independencia funcional (FIM). Al estudiar el efecto del entrenamiento de los miembros inferiores sobre la locomoción utilizando métodos robóticos con un sistema de realidad virtual en comparación con un entrenamiento robótico simple en personas después de un ECV, Mirelman, et al., (30) demostraron que las personas evaluadas fueron capaces

de transferir con mayor facilidad el entrenamiento recibido en el ambiente virtual a un ámbito experimental y comunitario, dadas las posibilidades que ofrece el entrenamiento con sistemas robóticos que usan realidad virtual de manipular variables como la intensidad del entrenamiento, la duración y la retroalimentación.

Como se ha mencionado hasta el momento la adquisición o recuperación de habilidades motoras perdidas tras una lesión cerebral ocurren durante el proceso de aprendizaje motor, el cual se sustenta en parte por la plasticidad neuronal; la activación cerebral, permite una adaptación plástica del sistema neuromuscular y es esencial para la recuperación del comportamiento motor.

A pesar de que la aplicación de estos principios y condiciones de práctica pueden emplearse en gran variedad de entornos terapéuticos, existen relativamente pocos métodos de entrenamiento basados en los principios de aprendizaje motor entre los que se incluyen: la terapia de restricción del lado sano, estimulación neuromuscular orientada por electromiografía (EMG), rehabilitación basada en realidad virtual, el entrenamiento robótico, entre otras (9) (17).

Los dispositivos robóticos son un excelente ejemplo de cómo la investigación actual en control motor puede generar nuevos recursos con respecto a la rehabilitación (16), la terapia asistida por robots se fundamenta con la teoría de integración sensoriomotora que se deriva de la estimulación neuromuscular, en ella, las personas inician el movimiento y son asistidas para completarlo y así recibir aferencias que se relacionan con el comando motor y el movimiento; del mismo modo, los campos de fuerza generados por el robot pueden retar a las personas con condiciones neurológicas a generar modelos internos que se apliquen a cualquier medio ambiente promoviendo la retención y generalización del aprendizaje motor (31)(16)(32).

Con referencia al entrenamiento de la marcha y la aplicación de estos principios, los dispositivos robóticos son un excelente ejemplo de cómo los conceptos recientes en control y aprendizaje motor pueden influenciar los enfoques en rehabilitación (33)(16). Estos dispositivos no solamente permiten controlar las variables de entrenamiento de una forma

más rigurosa (fuerza, el soporte de peso y la velocidad de la marcha) y brindar entrenamientos más intensivos (repetición) sino además permiten la cuantificación de las mismas logrando realizar un registro más preciso necesario para el seguimiento de los resultados en la rehabilitación. Así mismo, el entrenamiento robótico permite la estructuración de nuevos esquemas de movimiento en gran variedad de entornos al trabajar con sistemas de realidad virtual y de esta forma favorece procesos de retención y generalización del aprendizaje logrando influenciar de forma positiva la independencia y funcionalidad relacionada con las actividades de la vida diarias en las personas que reciben este tipo de intervención (32). Esto se da porque se realizan actividades repetitivas en tareas funcionales que cumplen un objetivo, efectos en la especificidad sensoriomotora y facilitación de respuestas adaptativas.

Diversos estudios han demostrado los efectos del entrenamiento locomotor con asistencia de órtesis robóticas, la mayoría de ellos coinciden en que el entrenamiento robótico mejora la marcha en términos de mayor duración en la fase de soporte unipodal de la extremidad afectada (34)(35)(36)(37), logrando así mejoría en la simetría de la marcha, se reportan incrementos en la masa y el desempeño muscular, mejoría en la condición cardiovascular y mayor transferencia del aprendizaje en entornos cotidianos y de esta forma influyendo positivamente en la calidad de vida (31)

En este sentido, el Lokomat®, es un dispositivo desarrollado por la marca Hocoma® (38) para el entrenamiento de la marcha con asistencia robótica y soporte parcial de peso en un tapiz rodante, está instrumentado con sensores que miden las fuerzas de interacción entre la máquina y la persona para estimar el grado de participación y actividad de la misma, brindando así, nuevas posibilidades de suministro de retroalimentación relacionada con el desempeño y el resultado del entrenamiento. Estos sensores informan sobre la fuerza que requiere la persona para determinar la trayectoria de la marcha, por medio del sistema la fuerza que traduce en torques articulares a nivel de la cadera y la rodilla. La interacción de los torques cambia dependiendo de la activación muscular voluntaria de la persona o de la actividad motora involuntaria llevada a cabo en acciones reflejas (24). El Lokomat® está vinculado además con sistemas de realidad virtual, el entrenamiento puede desarrollarse en

cuatro escenarios con propósitos diferentes de rehabilitación, el *feedback* brindado a las personas les ofrece la posibilidad de participar en actividades funcionales y medir su desempeño por medio de calificaciones generadas al realizar movimientos activos, motivando a las personas a mejorar la calidad de los mismos (32)(31)(39)

## **2.1 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN**

Aprovechando el desarrollo y el acceso a estas nuevas tecnologías y la posibilidad de manipular variables de entrenamiento que influyen los procesos de reaprendizaje motor como el *feedback* visual, justificados además, con la permanencia del comportamiento adaptativo y capacidad de aprendizaje en personas con enfermedad cerebrovascular, y los estudios pocos concluyentes acerca del papel de la retroalimentación visual en la recuperación motora, el presente estudio plantea la siguiente pregunta de investigación: ¿cuál es el efecto del *feedback* visual computarizado durante el entrenamiento robótico-Lokomat® en la recuperación de la marcha en personas mayores de 18 años con antecedentes de enfermedad cerebrovascular?

### 3 JUSTIFICACIÓN

La relación de recuperación y compensación motora con el aprendizaje motor, la heterogeneidad en los resultados de los estudios sobre aprendizaje motor y sus componentes como la retroalimentación o *feedback* en personas con ECV, la influencia de los factores que favorecen la recuperación motora en rehabilitación y la dificultad de determinar la relación entre la retroalimentación con la recuperación de la marcha ha sido el motivo para el presente estudio (14) (27). Algunas investigaciones han justificado la permanencia de la capacidad de aprendizaje motor en personas con ECV, gracias a los procesos de recuperación fisiológica y a la persistencia del comportamiento adaptativo, definiendo además que la neurorehabilitación es fundamentalmente un proceso de reaprendizaje que le enseña a las personas cómo moverse para resolver exitosamente sus necesidades funcionales (9).

Existen diferentes factores que afectan el aprendizaje y la recuperación motora, entre ellos el tipo de práctica ejecutada en el entrenamiento y la forma de retroalimentar la ejecución de la tarea entrenada. Estas variables son primordiales para el proceso de aprendizaje y así mismo, para la estructuración del entrenamiento rehabilitador, sin embargo, aún persisten protocolos prácticos que no tienen en cuenta estas características disminuyendo los periodos de descanso durante el entrenamiento, favoreciendo el uso de tareas repetidas sin objetivos funcionales y el suministro frecuente de retroalimentación, lo que va en detrimento del verdadero aprendizaje y recuperación (9) (14) (12).

La práctica intensiva continúa siendo el componente más importante del entrenamiento para promover la recuperación motora, respondiendo al principio fundamental de que la mejoría en el desempeño depende de la práctica. Sin embargo, no es el único factor de la práctica que mejora el desempeño; introducir periodos de descanso y variar el tipo de tarea durante el entrenamiento se relaciona con mejores resultados en los test de retención pos entrenamiento e incluso mejora la generalización de la tarea ya que les ofrece a las personas, posibilidades de entrenar una tarea con múltiples variables que asemejan cambios reales de su vida cotidiana (9).

Otro factor clave es la denominada interferencia contextual, esta, se refiere a la posibilidad de ordenar de manera aleatoria varias tareas en una sola sesión, exige en la persona que trate cada tarea como un problema a resolver, la importancia de este tipo de práctica radica en la posibilidad de generar diferentes esquemas y patrones de movimiento para conseguir los objetivos planteados (9). Es así como la práctica de una tarea por partes o una tarea completa va a depender de la complejidad y la organización de la misma, en general, según Cano de la Cuerda (17), se recomienda utilizar una estrategia de entrenamiento completo cuando la habilidad presenta baja complejidad y alta organización y emplear un entrenamiento por partes cuando la habilidad presenta alta complejidad y baja organización (40).

Finalmente, uno de los elementos más importantes para la práctica en el aprendizaje motor es la generalización o transferencia del aprendizaje, en rehabilitación este concepto se aplica a la capacidad de generalizar el entrenamiento a ámbitos relacionados con las actividades de la vida diaria y los entornos reales, por tanto, la práctica debe contener y simular dichas situaciones, lo que implica especificidad y selección en el diseño de la práctica.

A pesar de que la aplicación de estos principios y condiciones de practica pueden emplearse en gran variedad de entornos terapéuticos, existen relativamente pocos métodos de entrenamiento basados en los principios de aprendizaje motor (9). Con referencia al entrenamiento de la marcha y la aplicación de estos principios, los dispositivos robóticos son un excelente ejemplo de cómo los conceptos recientes en control y aprendizaje motor pueden influenciar los enfoques en rehabilitación (41) (34)(33).

Estos dispositivos no solamente permiten controlar las variables de entrenamiento de una forma más rigurosa (fuerza, el soporte de peso y la velocidad de la marcha) y brindar entrenamientos más intensivos sino además permiten la cuantificación de las mismas logrando realizar un registro más preciso necesario para el seguimiento de los resultados en la rehabilitación, sino que además van de la mano con las nuevas teorías de integración sensoriomotora permitiendo que la persona inicie el movimiento y asistiéndolo para

completarlo recibiendo referencias relacionadas con su movimiento sean esta de origen interno o externo (31) (39). Así mismo, el entrenamiento robótico permite la estructuración de nuevos esquemas de movimiento en gran variedad de entornos al trabajar con sistemas de retroalimentación visual logrando influenciar de forma positiva la independencia y funcionalidad relacionada con las actividades de la vida diarias en las personas que reciben este tipo de intervención.

Los diferentes tipos de retroalimentación pueden modular y facilitar la adquisición y retención de habilidades motoras. El *feedback* intrínseco provee información a través de los sistemas sensoriales y le permite al aprendiz evaluar su desempeño en cada movimiento; el *feedback* extrínseco o *feedback* aumentado, brinda información adicional durante o después del movimiento, es dado por una fuente de información externa y puede tener forma de conocimiento de resultados o conocimiento de desempeño. El tipo de *feedback*, la frecuencia de suministro y la información brindada son factores determinantes para el proceso de aprendizaje. Tras un ECV los mecanismos de *feedback* intrínseco están frecuentemente alterados y el *feedback* extrínseco cobra gran importancia para el reaprendizaje motor; mientras que la literatura brinda un vasto conocimiento sobre el uso de *feedback* extrínseco para promover el aprendizaje motor en personas sanas, se requiere más investigación para informar sobre el uso de la retroalimentación extrínseca en la rehabilitación pos ECV (23).

Con el presente estudio, se brinda la posibilidad de orientar la estructuración de planes de entrenamiento y conocer fundamentalmente cual es la importancia de la retroalimentación visual sobre la recuperación de la marcha, siendo esta tarea motora el principal medio de locomoción y su influencia en la independencia funcional, el balance y la función motora en miembro inferior. Este estudio puede convertirse en orientador de planes futuros de entrenamiento motor, programas de neurorehabilitación y fundamento para el planteamiento de otras hipótesis que permitan desarrollar nuevos estudios alrededor del tema.

Para conseguir este fin, se tomó en cuenta el uso de instrumentos de evaluación validados, así como el uso de entrenamiento robótico que además de ser un sistema de neurorehabilitación que se fundamenta en los principios de aprendizaje motor, permite controlar diferentes variables de estudio, dada su objetividad y la posibilidad de obtener datos cuantitativos confiables y reales (17). Por lo que se constituye en un estudio innovador por contar con elementos de reciente y creciente desarrollo terapéutico como lo es el entrenamiento robótico y el uso de retroalimentación externa.

El estudio se enmarca dentro del enfoque cuantitativo y se articula con la línea de “Funcionamiento y discapacidad en la perspectiva de la Salud” del grupo Cuerpo Movimiento de la Universidad Autónoma de Manizales (UAM), puesto que se enfoca en la utilización de propuestas de rehabilitación integrales en el marco de intervenciones multidimensionales que redundan en beneficios tanto para las personas directamente afectadas por la condición clínica objeto de estudio, como para sus familias y la sociedad en general.

El presente estudio cumplió con los principios éticos para la investigación en seres humanos consignados en la Declaración de Helsinki de la Asociación Médica Mundial (AMM) del año 2013, así como lo estipulado en la Resolución número 8430 de 1993 del Ministerio de Salud de la República de Colombia, en la cual se considera como “investigación con riesgo mayor que el mínimo” ya que “*emplea métodos aleatorios de asignación a esquemas terapéuticos*”. Adicionalmente, fue avalada por el comité de Bioética de la Universidad Autónoma de Manizales (Acta N° 080) y de la Clínica Universidad de La Sabana (Acta N° 023) con el fin de garantizar la rigurosidad ética, de la misma manera, se contó con el consentimiento informado de los participantes en el que se consignaron los beneficios y posibles riesgos de la intervención y se difundieron los resultados con el fin de dar a conocer la importancia de su participación en el estudio. La metodología sugerida, permitió presentar los resultados a pares académico y generó la publicación de un artículo científico que oriente planes de entrenamiento en neurorehabilitación basados en la importancia de la retroalimentación en la recuperación de la marcha.

El recurso humano, institucional y económico fue apoyado por la Clínica Universidad de La Sabana como “centro de investigación biomédica comprometido con la excelencia y centro de referencia en rehabilitación”, además de contó con el interés y compromiso de los investigadores implicados y la orientación académica y profesional de la Universidad Autónoma de Manizales representada en la planta docente de la Maestría en Neurorehabilitación y el grupo de investigación cuerpo y movimiento.

## 4 OBJETIVOS

### 4.1 OBJETIVO GENERAL:

Evaluar el efecto del *feedback* visual computarizado con entrenamiento robótico-Lokomat® sobre la recuperación de la marcha en personas mayores de 18 años con antecedentes de enfermedad cerebrovascular.

### 4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS:

Describir las características sociodemográficas y clínicas de las personas participantes del estudio.

Comparar la velocidad de la marcha antes y después del entrenamiento robótico con *feedback* visual computarizado y sin *feedback*.

Comparar el balance durante la marcha antes y después del entrenamiento robótico con y sin *feedback* visual computarizado.

Definir la relación entre la velocidad de la marcha y el balance durante la marcha en personas con antecedentes de enfermedad cerebrovascular.

## 5 REFERENTE TEÓRICO

### 5.1 GENERALIDADES: ENFERMEDAD CEREBROVASCULAR

La enfermedad cerebrovascular (ECV) se define como *“un grupo de condiciones patológicas caracterizadas por la repentina pérdida, no convulsiva de la función neurológica debido a la isquemia cerebral o hemorragias intracraneal. El ECV se clasifica por el tipo de necrosis de los tejidos, localización anatómica, vasculatura involucrada, etiología, edad del individuo afectado y naturaleza: hemorrágico o no hemorrágico.”* (1)

(4). Por otra parte, la Organización Mundial de la Salud (OMS) postula una definición normalizada de Accidente Cerebrovascular (ACV) como una *“afección neurológica focal (o a veces general) de aparición súbita, que perdura más de 24 horas (o causa la muerte) y de presunto origen vascular.”* (42). Sin embargo, la diferencia entre estos dos términos: ECV y ACV radica en que el primero se utiliza para describir el proceso de manera general, mientras que el accidente o evento cerebrovascular, denota la agudeza del mismo, empleado en los servicios de urgencias antes de establecer su naturaleza; el ACV es sinónimo de apoplejía, ictus o ataque cerebral. Otro término comúnmente empleado es infarto cerebral, que se refiere al aporte sanguíneo insuficiente al tejido cerebral ocasionando la necrosis del mismo (42)

Una característica clara del ECV es el compromiso vascular, pues dependiendo del o los vasos sanguíneos comprometidos serán sus manifestaciones y secuelas, por lo que presentaremos un resumen de la vasculatura y circulación cerebral, la cual se divide en dos grandes grupos: la circulación anterior conformada por el sistema carotideo, que recibe el 40% del gasto cardiaco y la circulación posterior o vertebrobasilar que recibe el 20% del gasto cardiaco. La arteria carótida interna luego de dar ramas para los segmentos cervical, intrapetroso e intracavernoso (el cual irriga las meninges, la hipófisis, el quiasma óptico y las estructuras oculares por medio de la arteria oftálmica), emite las arterias cerebral anterior (ACA), la arteria cerebral media (ACM) y las arterias comunicantes posteriores, que junto con las ACA's, la arteria comunicante anterior y las arterias cerebrales posteriores (que forman parte del sistema de circulación posterior) conforman el “polígono de Willis” (43) (3).

La ACA irriga la porción anterior del cuerpo calloso y la parte interhemisférica y superior de los lóbulos frontal y parietal, por lo que déficits en su circulación resultan en alteración sensitiva y/o motora de una extremidad principalmente en miembro inferior, apraxia ideomotora, afasia motora, incontinencia urinaria, cambios en la personalidad y el humor (psudopsicopatía, pérdida de las normas del comportamiento social, trastorno obsesivo-compulsivo), heminegligencia contralateral, dificultad para inhibir estímulos, distractibilidad, síndrome de utilización y síndrome de desconexión callosa caracterizado por apraxia de miembros superiores y agrafia (44).

La ACM luego de pasar por la región medial del giro central y lateral al quiasma óptico, se divide en cuatro segmentos: M1 a M4 esfenoidal, insular, opercular y cortical que irrigan la comisura anterior, los ganglios de la base, la cápsula interna, la ínsula, el lóbulo temporal, la región anterior y posterior del lóbulo parietal, la porción prefrontal y precentral. Las alteraciones en la circulación de la ACM resultan en hemiparesia o hemiplejía contralateral, hemiparesia facial, confusión, delirio, apraxia constructiva, al afectarse el hemisferio izquierdo afasia motora y/o receptiva, apraxia de miembro superior, además, apatía, abulia, pérdida del comportamiento imitativo, pérdida de habilidades de programación y/o síndrome premotor de Luria (dificultad para seguir secuencias motoras, lentitud e impersistencia motora).

En complemento, la circulación posterior está dada por el sistema vertebrobasilar que está conformado por las arterias vertebrales que luego de dar ramas para la médula espinal, las meninges y la porción inferior del cerebelo, se anastomosan para dar origen a la arteria basilar que irriga en tronco cerebral y a su vez da las arterias cerebelosas inferior, superior y anterior entre otras, para finalmente emitir las arterias cerebrales posteriores, que irrigan la parte lateral y basal del lóbulo temporal, el lóbulo occipital, el epitálamo, tálamo, hipotálamo, hipocampo, cuerpo geniculado, cuerpos mamilares, la sustancia nigra, los núcleos rojos, la glándula pineal, los colículos, la porción posterior de la cápsula interna, el pedúnculo cerebral, el tercer y sexto pares craneales, el tuber cinerium y los plexos coroideos.

Entre las manifestaciones del ECV que afectan la circulación posterior se encuentran: vértigo, nistagmo, diplopía, oftalmoplejía internuclear, oscilopsia, desviación escualizada de los ojos, debilidad o parestesias bilaterales, parálisis facial periférica, pérdida de la visión en ambos ojos, ataxia troncular o apendicular, pérdida auditiva aguda, hipoestesia en la distribución del trigémino, pérdida de conciencia, presión arterial lábil, parestesias en un lado de la cara, anomalías en el ritmo respiratorio, parálisis de un par craneal en un lado de la cara y parestesias, debilidad en el brazo y la pierna contralaterales, disartria, parestesias en la punta de los dedos de las manos y/o parestesias alrededor de los labios (44) (42).

Por otra parte, el ECV suele clasificarse de manera general en isquémico (70% del total de los casos) y hemorrágico (30% restante), sin embargo, dentro de los ECV de origen isquémico se encuentran los de origen trombóticos que a su vez pueden ser de vasos extracraneales o intracraneales, este último incluyen los de pequeños vasos o lacunares (lesiones entre 0,2 a 15mm<sup>3</sup> de volumen) y generalmente son ocasionados por enfermedad arterosclerótica. La enfermedad cerebrovascular isquémica también puede ser embólica, que frecuentemente es causada por trombos formados en grandes vasos o en el corazón y que viajan por medio de las arterias al cerebro ocasionando la obstrucción, las causas más frecuentes son fibrilación auricular, foramen oval persistente, infarto de miocardio, miocardiopatías, endocarditis entre otras.

La enfermedad cerebrovascular de tipo hemorrágico, se subdivide en hemorragia intraparenquimatosas que puede ser primaria (de predominio en ganglios basales, sustancia blanca subcortical, cerebelo o tallo cerebral) o secundaria (por uso de medicamentos y malformaciones vasculares: arteriovenosas, venosas, cavernosas, fístulas arteriovenosas o telangiectasias capilares); y hemorragia subaracnoidea, que se ocasiona regularmente por la ruptura de aneurismas de vasos intracraneales, generalmente en la circulación anterior, los cuales pueden ser de tipo sacular, micótico, disecante, neoplásica o aterosclerótico.

Entre los factores de riesgo para ECV se encuentran la edad, con mayor riesgo para personas mayores de 65 años, la raza ligada a factores genéticos y hábitos, el sexo, factores

hereditarios en relación, por ejemplo con malformaciones vasculares, el tabaquismo, la hipertensión arterial incluso en valores limítrofes o con valores de presión diastólica normal, hiperlipidemia ligada a isquemia de grandes vasos intracraneales, la diabetes como factor de riesgo para arterosclerosis y alteraciones microvasculares, la obesidad ligada a los tres factores mencionados anteriormente, así como factor independiente, el consumo de anticonceptivos orales y el consumo excesivo de alcohol.

La enfermedad cerebrovascular ocasiona aproximadamente 4,4 millones de muertes al año y genera discapacidad como primera causa según lo indica la OMS. Se calcula que en los Estados Unidos 750.000 personas sufrieron un ECV, de los cuales menos del 50% sobrevivieron quedando con secuelas incapacitantes. La edad de ocurrencia de un ECV oscila entre los 35 a los 65 años de edad aumentando el riesgo por cada 10 años. En Colombia según el “*Estudio neuroepidemiológico nacional (EPINEURO) colombiano*” en 2003, se calcula que la incidencia de ECV es del 19% (IC95%: 14,3 a 27,4) (2)

En general se estima que el 70% de la enfermedad cerebrovascular es de tipo isquémico y el 30% restante de tipo hemorrágico, de los cuales se estima que 50 000 personas sufren por primera vez un ECV de tipo isquémico transitorio, de los cuales una tercera parte desarrollará un ECV isquémico permanente, entre el 40 y el 50% de los casos es de tipo trombótico y entre el 15 al 35% es de tipo embólico con un mayor riesgo para personas jóvenes. En cuanto al ECV de tipo hemorrágico, el 75% es ocasionado por hemorragias intraparenquimatosas y el 25% subaracnoideas.

Dada la importancia del encéfalo y sus requerimientos de nutrientes y oxígeno; 20% del total utilizado por el cuerpo (3,3 mL/100 g de tejido cerebral/min), requiere el 17% del gasto cardiaco y por lo tanto un alto flujo sanguíneo, el cual es de 500mL por cada 100 gramos de tejido cerebral por minuto, por lo cual al reducirse este flujo las neuronas directamente afectadas por la isquemia permanecen despolarizadas y generan energía (ATP) de manera ineficiente por medio de glucólisis anaeróbica, que a su vez genera lactato, que junto con la entrada excesiva de sodio, agua y calcio produce edema celular y por lo tanto liberación de glutamato, neurotransmisor excitotóxico que a su vez despolariza

las neuronas adyacentes, ocasionando un círculo vicioso que lleva a la necrosis celular de la zona central o primaria (flujo igual o menor a 10mL/100g de tejido/minuto) y muerte de aquellas que se encuentran en el área de penumbra.

En cuanto al grado de recuperación este se da de manera similar en diferentes etiologías y territorios, siendo su periodo pico entre los primeros 30 a 60 días, aunque la recuperación continúa a lo largo de los años, lo cual se da gracias a mecanismos de neuroplasticidad, que a su vez se potencian por medio del enriquecimiento del ambiente, así como del entrenamiento, mostrando este beneficios como el aumento de factores neurotróficos (43).

## **5.2 DEFICIENCIAS Y ALTERACIONES DE LA MARCHA EN PERSONAS CON ENFERMEDAD CEREBROVASCULAR**

El ECV continúa siendo una de las mayores causas de discapacidad a largo plazo, de los individuos que sobreviven aproximadamente el 90% tienen discapacidad, siendo las deficiencias de la movilidad la que más causa restricción de la participación (8). Aunque reciban tratamiento rehabilitador durante las fases agudas o subagudas, raramente la rehabilitación se extiende más allá del año pos lesión, debido especialmente a la creencia que la recuperación ha alcanzado su meseta en este tiempo y a los pocos recursos disponibles en rehabilitación a largo plazo (10) (7).

Cerca del 65 al 95% de las personas con ECV aprenden a caminar de manera independiente aproximadamente en 6 meses pos lesión y las anormalidades de la marcha persisten en los estadios crónicos (45). En comparación con otros individuos las personas con ECV invierten más tiempo entrenando la marcha que en otras actividades, por tanto, mejorar la capacidad de caminar continúa siendo uno de los objetivos más importantes en la rehabilitación de personas con ECV.

Las deficiencias derivadas de un ECV como la debilidad muscular, el dolor, la espasticidad y las fallas en el balance reducen la tolerancia a la actividad y promueven estilos de vida sedentarios, reportándose en esta población bajos niveles de actividad física, así mismo, la inactividad física después de un ECV contribuye a desacondicionamiento cardiovascular y

metabólico, debilidad muscular, alteraciones de la marcha y está asociado a declives en la participación física y social (46).

Además de estos tópicos, es importante tener en cuenta los aspectos biomecánicos de la marcha posterior a un ECV, que pese a su relación con el control de centros superiores, se recupera en un tiempo de entrenamiento más corto de lo que se requiere para observar mejoría en las medidas funcionales, aportando seguridad durante la marcha y mejoría en variables como la velocidad de la marcha, pues se ha demostrado que la mejoría en la cinética de la propulsión influye directamente sobre este parámetro espacio-temporal (47)

Según el estudio Copenhagen (8) de recuperación de la marcha, esta habilidad está fuertemente relacionada con el grado de deficiencia de dicha capacidad y en el nivel pasesia encontrada al inicio de la rehabilitación; la mitad de las personas evaluadas llegaron sin la habilidad de caminar y solamente el 15% de ellos logro caminar al final de la rehabilitación, de este porcentaje, el 12,5% realizaban marcha con asistencia, el 60% realizaban marcha de forma independiente, únicamente 1 de 4 personas que no lograban caminar al inicio de la rehabilitación lo hicieron de forma independiente al final de la misma.

Mejorar las habilidades en la marcha es uno de los objetivos más importantes en las personas con ECV ya que permite garantizar la inclusión y participación social en la comunidad. Newman, et al., (48) encontraron que la habilidad para caminar es un importante predictor de mortalidad, de la salud cardiovascular y movilidad en personas sanas, de igual forma que en personas con ECV.

Entender las limitaciones que determinan de manera primaria la habilidad para caminar de las personas con ECV ayuda al desarrollo de estrategias efectivas para el entrenamiento de la marcha. De todas las limitaciones o deficiencias comunes, la fuerza muscular, el control motor y el balance parecen tener mayor influencia sobre la capacidad y la habilidad para caminar, las dos primeras (la fuerza y el control muscular) están moderadamente correlacionadas con la velocidad de la marcha y aunque el control postural en bípedo parece no ser determinante en la marcha, el desempeño en la escala de Balance según Berg,

se encuentra moderadamente correlacionado con la habilidad de realizar tareas funcionales y la resistencia durante la marcha (49)(50). De manera contraria, la espasticidad en la rodilla y el cuello de pie y las deficiencias sensoriales tienen baja correlación con la velocidad mientras se camina; es posible que la velocidad de la marcha requiera mayor control y activación a nivel central que la información periférica para la generación de movimiento rítmico (7). El entrenamiento específico también es determinante para observar mejoras no solo estadísticamente sino clínicamente significativas en la velocidad y resistencia durante la marcha.

Usando como marco de referencia y modelo de análisis la Clasificación Internacional de Funcionamiento (CIF) (51), las estructuras y funciones que determinan en mayor medida la habilidad para caminar son las deficiencias en la función neuromuscular y las relacionadas con el movimiento (fuerza muscular, control de movimiento voluntario, fitness cardiovascular, espasticidad y sensación), en las actividades comprometidas tras un ECV se encuentra la velocidad de la marcha, la resistencia, la marcha en diversos terrenos, el desempeño en el *Test Get Up and Go*, entre otras, siendo la participación en las actividades domésticas y las relaciones interpersonales las actividades que más se comprometen como resultado de la discapacidad y las deficiencias en la marcha. Las caídas constituyen el principal factor contextual medio ambiental y personal que restringe la participación (7).

Según un estudio realizado en 1996 (52) se encontró una fuerte asociación entre los patrones motores del miembro inferior afectado con la severidad clínica de la fuerza muscular, la espasticidad, el control del balance y la actividad muscular fásica. El estudio determinó los patrones de movimiento durante la marcha en personas que tuvieron un ECV de arteria cerebral media mediante el análisis de movimiento en plataformas de fuerza, videgrabaciones y electromiografía dinámica de superficie, encontrando básicamente alteraciones y retrasos en la iniciación de la flexión de la cadera durante la fase de pre-balanceo y pobre rango de movimiento a nivel de cadera, rodilla y cuello de pie en la fase de balanceo, disminución de la extensión de la cadera durante la fase de apoyo relacionado con menor actividad muscular a nivel de los flexores de rodilla y cuello de pie. Estos patrones anormales de movimiento, alteran la velocidad, la longitud de paso, la cadencia y

todas las fases del ciclo de la marcha, determinando además que la mayor duración de la fase de balanceo conlleva a bajas velocidades de la marcha (52).

Todas estas deficiencias, la paresia de la extremidad inferior con disminución o incremento del tono muscular y la pérdida de balance son los mayores obstáculos para el reaprendizaje del mantenimiento del bípedo estable y la marcha pos ECV (53). Los objetivos en rehabilitación incluyen la restauración de la función perdida lo mejor posible, de acuerdo a las habilidades reales del individuo o la compensación de la función si esta se encuentra perdida definitivamente a pesar de que la comprensión y la diferenciación entre estos dos procesos aún se encuentre en discusión (54).

### **5.3 VELOCIDAD DE LA MARCHA EN PERSONAS CON ECV**

Como se ha mencionado anteriormente, la enfermedad cerebrovascular resulta en una gran variedad de deficiencias sensoriomotoras que incluyen debilidad muscular, deficiencias en el control motor selectivo, espasticidad y deficiencias propioceptivas, entre otras, que interfieren en la marcha normal (55). La recuperación de la marcha es uno de los principales objetivos en rehabilitación demostrándose que tras la rehabilitación se desarrollan un amplio rango de habilidades para la marcha en esta población; al inicio de la intervención el 50% de los individuos presentan incapacidad para caminar, 12% lo hacen con asistencia y el 37% caminan de forma independiente; al final de 11 semanas de tratamiento, el 18% de la población aún persiste con dificultades para caminar, 11% logran caminar con asistencia y el 50% lo logran de forma independiente (55).

Las personas con antecedentes de ECV desarrollan un patrón patológico de la marcha como resultado de las deficiencias en el control motor, la espasticidad y la liberación de reacciones posturales y musculares patológicas. El ciclo normal de la marcha humana es definido por una secuencia de eventos temporales los cuales comienzan con el golpe de talón de la extremidad ipsilateral y finalizan con el subsecuente golpe de talón de la misma extremidad. La longitud de paso se refiere a la distancia entre el talón de la extremidad ipsilateral y el talón de la extremidad contralateral, la cadencia se refiere al número de pasos por minuto. La velocidad de la marcha, distancia por unidad de tiempo, es el más

importante predictor de estado de movilidad después de un ECV, y la eficacia de la intervención se mide comúnmente por los cambios en la velocidad de la marcha ejecutada de forma confortable (56)

La marcha normal se caracteriza por la alternancia de periodos de soporte simple y soporte doble. Durante la fase de soporte simple, únicamente una extremidad se encuentra en contacto con el suelo; mientras que en el soporte doble ambas extremidades tocan el suelo de forma concurrente; en la marcha normal, los periodos de soporte doble ocurre dos veces durante un ciclo de la marcha, el primero ocurre cuando la extremidad ipsilateral realiza el golpe de talón y la contralateral está separando el grueso artejo y la segunda, aparece cuando la ipsilateral separa el grueso artejo y la contralateral realizar el choque de talón. El soporte doble disminuye la velocidad de la marcha (57)

La marcha es dividida en dos fases primarias denominadas la fase de balanceo y la fase de soporte. Durante un ciclo normal de caminata, la fase apoyo representa aproximadamente el 60% del ciclo de la marcha, y la fase de balanceo el 40% restante. La duración específica de cada fase en el ciclo de la marcha tiene una relación inversa con la velocidad. Así, cuando la velocidad de la marcha incrementa, las duraciones de ambas, la fase de balanceo y la de soporte disminuyen (57).

La marcha hemiparética se caracteriza por una serie de alteraciones que incluyen asimetría notable de cada una de las fases de la marcha, especialmente las relacionadas con la longitud del paso y la carga de peso en la extremidad afectada. Esto resulta en reducción de la velocidad de la marcha con posterior reducción en la eficacia e incremento del gasto energético.

En la fase aguda y subaguda del ECV emergen patrones primitivos de movimiento que afectan el control motor selectivo, causando alteraciones en la adecuada activación e intensidad de contracción muscular en la extremidad afectada, interfiriendo en la coordinación y la fluidez del movimiento durante la marcha. Al emerger un patrón anormal de movimiento en la extremidad inferior, predominara una tendencia extensora que dará la apariencia de alargamiento de la extremidad afectada generando compensaciones posturales

que llevarán a elevación de la cadera y de la pelvis durante la fase de balanceo u oscilación. Los parámetros espaciotemporales referidos a velocidad de la marcha, longitud de paso, longitud de la zancada y la cadencia están comúnmente disminuidos en la marcha hemiparética. La velocidad de la marcha, en la mayoría de los casos se disminuye para mantener un apropiado gasto energético, encontrando valores reportados entre 0,10 m/s y 0,76 m/s (58).

Nadeau et al., (58) examinaron mediante un análisis de correlación y regresión múltiple el nivel de asociación que existe entre la incapacidad de realizar marcha a una velocidad normal de personas con ECV y la asociación con deficiencias en el balance, la fuerza muscular, la función motora, la sensibilidad y el tono muscular. Tras escoger una muestra a conveniencia de 16 sujetos y realizar mediciones de cada una de las funciones seleccionadas con la velocidad de la marcha, encontraron valores promedio de la velocidad de la marcha entre 0,76m/s en un rango de 0,41 a 1,50 m/s, esto a velocidad confortable. El análisis de correlación de Pearson entre las dos velocidades de la marcha demostró que la función motora, el balance y la fuerza de los flexores de cadera se relacionaban significativamente con un intervalo de confianza del 95%, en cambio, la fuerza muscular, la espasticidad y la sensibilidad la extremidad inferior presentan pobre correlación. El análisis de regresión múltiple identificó únicamente a la fuerza muscular de los flexores de la cadera como el principal factor determinante de la velocidad de la marcha sea confortable o máxima. Por tanto, lo anterior parece indicar que la fuerza de los flexores de la cadera es una variable crítica para predecir la velocidad confortable o máxima de la marcha y sugiere además que los terapeutas podrían mejorar el desempeño de la marcha de las personas con ECV si incluyen en su entrenamiento, fortalecimiento de la musculatura débil de la extremidad inferior, particularmente los flexores de la cadera.

Como medida clínica, la velocidad de la marcha es un indicador global del desempeño de la marcha y de relación con ciertas características espaciotemporales incluidas la cadencia, la longitud del paso, la duración del soporte doble y la duración del apoyo de la extremidad afectada y de la no afectada; en general se observa menor duración en la fase de apoyo en la extremidad afectada y mayor duración en el tiempo del balanceo; como resultado de estas

diferencias bilaterales, las personas con hemiparesia exhiben una marcada asimetría en muchos de los parámetros temporales de la marcha. Como marcador estadístico, la velocidad de la marcha es una variable significativa, sensible y confiable de la gravedad del déficit y la capacidad funcional de caminar en comunidad (59).

Las deficiencias en la marcha generadas tras un ECV, interfieren con la habilidad funcional de participar en actividades de la vida diaria y aunque no se encuentra relacionada directamente con actividades de autocuidado o básicas cotidianas, la extensión en la cual la limitación de la marcha crea dependencia social obedecen a como la reducción en la movilidad interfiere con la habilidad funcional de acceder y moverse alrededor o en los espacios en los que se lleva a cabo estas actividades (56).

#### **5.4 FEEDBACK AUMENTADO Y RECUPERACION MOTORA**

La recuperación de nuevas habilidades o la compensación de habilidades perdidas tras una lesión cerebral se lleva a cabo a través del proceso de aprendizaje motor, el cual esta soportado por la plasticidad y otros procesos cerebrales que lo promueven y favorecen desde el punto de vista fisiológico. La activación del sistema nervioso central permite la adaptación plástica del sistema neuromuscular y es esencial para la recuperación del movimiento normal. Para incrementar su efectividad, estrategias terapéuticas nuevas o ya existentes deben tener en cuenta las reglas que gobiernan la plasticidad (35).

Muchas son las variables que determinan el proceso de aprendizaje motor, la mayoría de ellas se relacionan con el tipo de práctica, la estimulación de los procesos cognitivos necesarios para el mismo y fundamentalmente la retroalimentación o *feedback*, siendo esta última una de las variables más críticas para el entrenamiento en rehabilitación (18).

En general, la información sensorial asociada al comportamiento motor puede dividirse en dos categorías distinguidas por su relación temporal con la acción. La información sensorial disponible previa a la acción puede considerarse como anteroalimentación e incluye información relacionada con el medio ambiente y/o la persona con respecto a la tarea. Por otro lado, la retroalimentación o *feedback*, es la información disponible durante o después

de la acción, está relacionada con las sensaciones del movimiento, así como, con los resultados de la acción con respecto a los objetivos del medio ambiente (19).

Asimismo, la retroalimentación es un proceso que proviene de dos fuentes: el *feedback* intrínseco que es inherente a la acción y las sensaciones de la persona, incluye señales cinestésicas, visuales, cutáneas, vestibulares, etc. que pueden estar ausentes o alterados por deficiencias ocasionadas por lesiones periféricas o centrales; y el *feedback* extrínseco o aumentado, que proviene de medios externos y brinda información de diferentes maneras, con señales verbales o no verbales, se suministra de forma simultánea, inmediatamente después o con un intervalo de tiempo tras finalizar una acción y puede convertirse en un recurso para suplir información intrínseca alterada.

El *feedback* extrínseco o aumentado juega un papel importante en el proceso de aprendizaje de habilidades motoras, el primer lugar, provee a quien realiza el proceso de aprendizaje información relacionada con el desempeño o el resultado de la tarea, describiendo en general si este fue exitoso o no (papel descriptivo), y puede brindar información más específica acerca de los errores y como corregirlos (papel prescriptivo) y así influenciar positivamente el aprendizaje. En segundo lugar, el *feedback* aumentado puede motivar al individuo para que este encuentre la tarea más interesante y así incrementa el esfuerzo para conseguir los objetivos propuestos (papel motivacional) (20)

El *feedback* aumentado puede ser de naturaleza cuantitativa o cualitativa, el primero tiene dos componentes: magnitud y dirección; brinda más información acerca del desempeño y sugiere futuras correcciones, por otra parte, el cualitativo tiene características de recompensa y reforzamiento del desempeño (60).

La cantidad y frecuencia de *feedback* aumentado juega también un papel importante en su efectividad, muchos son los estudios que han investigado si la frecuencia absoluta (*feedback* dado en un número específico de ensayos) o la frecuencia relativa es más importante para el aprendizaje motor. Según el estudio de Bilodeau (1958), la frecuencia absoluta del *feedback* es crucial para el proceso y optimización del aprendizaje. Sin embargo, estudios más recientes llevados a cabo por Salmoni (1984), Winstein y Schmidt

(1990), Wulfs (1994) y Weeks (1998), demostraron que disminuir la frecuencia relativa del *feedback* tiene mejores efectos sobre el aprendizaje, comprobados con test de retención. Estos y otros estudios han intentado encontrar si existe una frecuencia óptima de retroalimentación que pueda beneficiar el aprendizaje motor, sin embargo, es claro que eso depende de un gran número de factores, como las características de la tarea que se está aprendiendo o la experiencia del aprendiz relacionada con la tarea (20).

Además de los efectos positivos, el *feedback* extrínseco frecuente ha resultado tener efectos negativos en el proceso de aprendizaje, según Salmoni (1984), y su argumento expresado en la hipótesis guía, el *feedback* guía al aprendiz a corregir su desempeño cuando este está disponible, deteriorando los resultados cuando no lo está. Tres explicaciones fueron generadas por otros autores (18) para exponer este argumento: en primer lugar, el *feedback* frecuente facilita que el aprendiz ignore recursos importantes provenientes de la información intrínseca; en segundo lugar, el aprendiz puede empezar a depender de esta información, olvidando el procesamiento de otros recursos importantes para la detección y corrección del error; y en última instancia, las correcciones generadas pueden darse únicamente en el proceso de la práctica, lo cual puede impedir el reconocimiento y la producción de un comportamiento estable cuando el *feedback* no esté disponible (20).

Para evitar los efectos negativos del *feedback* frecuente, se han aplicado varias técnicas, por ejemplo, suministro después de un número específico de ensayos; alto grado de *feedback* en los estadios iniciales y menor en la fase de adquisición; información únicamente en el momento del error; el resumen, en este, el *feedback* se informa después de cierto número de ensayos completados, la idea es que el aprendiz reciba la misma cantidad de información después de cada ensayo; el *feedback* promedio, es una variante del *feedback* resumido en el cual se informa un promedio de la información al final de los ensayos y finalmente el *feedback* auto-controlado, en este la información se brinda cuando el aprendiz así lo decida.

Por otro lado, la frecuencia del *feedback* también parece estar determinada por la complejidad de la tarea, en donde las más simples requerirían menor frecuencia, contrario a las más complejas que no pueden aprenderse en una sola sesión o que implican múltiples

grados de libertad, sugiriendo que cuando la tarea incluye varias características que requieren mayor información el *feedback* frecuente es más benéfico. Además, el aprendizaje de tareas complejas demanda un alto grado de atención, memoria y control que se interfieren al imponer demandas al aprendiz como la reducción del *feedback* frecuente.

En general, el *feedback* aumentado es considerado como una práctica variable que es capaz de generar efectos relativamente permanentes en el desempeño motor. El estudio del aprendizaje motor y algunos protocolos de práctica clínica son consistentes en demostrar que, durante la fase práctica, la disponibilidad de retroalimentación beneficia el desempeño durante los ensayos de la tarea, asumiendo, que esta condición también beneficia el aprendizaje y la retención.

## **5.5 SISTEMA DE FEEDBACK AUMENTADO EN SISTEMAS ROBOTICOS PARA EL ENTRENAMIENTO DE LA MARCHA**

Los robots brindan control del movimiento y confiabilidad en la medición, lo cual los hace los instrumentos ideales para ayudar a los terapeutas y neurólogos a direccionar los objetivos en neurorehabilitación (16). Permiten, además, realizar una evaluación más precisa en términos de cinemática y dinámica del movimiento con respecto a las características iniciales y a los cambios en respuesta al tratamiento(12).

El *feedback* aumentado o extrínseco es el suministro de información sensorial suplementaria (visual, auditiva y propioceptiva) que puede ser brindada por dispositivos tecnológicos generalmente vinculados con sistemas de realidad virtual y frecuentemente asociados con tecnología robótica para asegurar el soporte mecánico para los ejercicios y/o proveer *feedback* propioceptivo apropiado (61) (34). La provisión de *feedback* aumentado requiere algunos tipos de sensores o dispositivos que captan el movimiento con el objetivo de recolectar los parámetros que se van a retroalimentar. Algunos tipos de *feedback* como el conocimiento del desempeño puede brindarse en tiempo real o al final del movimiento, el ejercicio o la sesión (62)(18)(63).

Los métodos de *feedback* son usados para reemplazar información sensorial esencial para un apropiado análisis y planeación del movimiento, proporcionan información visual,

auditiva o propioceptiva al sistema nervioso central, especialmente el uso de sistemas de banda sin fin y *feedback*, no solo mejoran la simetría durante la marcha sino también el balance, la coordinación, la fuerza así como la resistencia en músculos clave necesarios para la marcha, sin embargo, pocos estudios de investigación han incluido grupos aleatorizados en personas con ECV (35).

El *feedback* aumentado continuamente forma parte de un medio ambiente enriquecido, lo cual influye en la recuperación tras una lesión cerebral, basados en esta idea, las tecnologías modernas permiten incrementar el nivel de estimulación, así como el control de las modalidades sensoriales que son estimuladas. Gracias a la tecnología el *feedback* puede ser manipulado, permitiendo a las personas con enfermedades de origen neurológico interactuar más exitosamente con el medio ambiente real (64) (61) (65).

La disposición de información sobre los parámetros de movimiento por medio de dispositivos tecnológicos puede usarse como una herramienta de evaluación del progreso de cada individuo, así como brindar elementos que favorecen la motivación y la consecución de objetivos terapéuticos. Dependiendo de los tipos de sensores usados, los dispositivos pueden medir gran variedad de parámetros como precisión, velocidad, sensibilidad, estabilidad, coordinación, motivación y fuerza (29).

Los dispositivos de entrenamiento de marcha asistida comenzaron a desarrollarse en 1980; el enfoque inicial fue de suspender al individuo en un arnés sobre una banda sin fin y dos terapeutas asistían el movimiento de las piernas, en la actualidad, los dispositivos se han diseñado para asistir el movimiento de las piernas por medio de órtesis robóticas, incorporando además sistemas de retroalimentación (61). El Lokomat® es probablemente el dispositivo robótico para entrenamiento de la marcha más avanzado, está equipado con dos órtesis mecánicas con dos grados de libertad para cada pierna y combina un sistema de soporte de peso y una banda sin fin; además incorpora sistemas de transducción de fuerza que permiten estimar la fuerza que la persona realizó durante el entrenamiento, lo que permite al terapeuta seleccionar los datos que le muestra a la persona con el objetivo de centrar la atención en diferentes aspectos de su marcha (31).

La retroalimentación externa y los sistemas de *biofeedback* han sido una herramienta terapéutica usada en múltiples patologías de origen neurológico, datos arrojados por electromiografía, información cinemática y cinética son procesados en *software* o sistemas tecnológicos para generar información visual, acústica o la combinación de ambos para el suministro de información referente al entrenamiento de la marcha (37).

Durante el entrenamiento manual de la marcha, el desempeño y los resultados del mismo pueden estimarse de diferentes maneras que van desde la observación del terapeuta hasta el nivel de asistencia necesario para un correcto desempeño, sin embargo, este tipo de entrenamiento tiene ciertas dificultades respecto a la cantidad de energía y el nivel de asistencia que está en capacidad de brindar el terapeuta y de la misma forma de recibir el usuario cuando su nivel de independencia es alto. Este mismo enfoque de asistencia se trasladó a los dispositivos robóticos equipados con sensores de fuerza; los cuales registran la cantidad de fuerza generada por el robot para asistir el movimiento en una fase predefinida del ciclo de la marcha.

Una estrategia desarrollada por el sistema Lokomat® es la marcha dirigida por órtesis robóticas DGO (por sus siglas en inglés *Driven Gait Orthoses*), que son usadas en combinación con un sistema de soporte de peso para el control del movimiento de las extremidades inferiores en el plano sagital (37). El *software* del Lokomat® recibe información de los movimientos articulares lineales de la cadera y la rodilla, en el caso del cuello de pie se cuenta con un sistema de cintas ajustables para el control de la dorsiflexión (24).

El *feedback* brindado por las órtesis robóticas está basado en la interacción de torques articulares entre el usuario y la órtesis, para este propósito las órtesis cuentan con sensores de fuerza, que miden la fuerza requerida por la persona para mantener la trayectoria predefinida de la marcha. Las interacciones de la fuerza (usuario y la órtesis) son transformadas *online* basados en la geometría de los sensores y el exoesqueleto. Los cambios en los torques dependen de la actividad muscular voluntaria del usuario o de las

contracciones involuntarias como, por ejemplo, el exceso de actividad refleja flexora (37)(24).

Por definición, un torque positivo se mide cuando el usuario y la órtesis están en dirección hacia la extensión y uno negativo cuando el movimiento es adecuado hacia la flexión. Los torques se multiplican por su correspondiente carga de peso en cada articulación y en cada ciclo de la marcha dado como resultado una unidad de medida que se definen como unidades de *biofeedback* (gráfica N1). El propósito de la función de carga de peso es proveer un *feedback* positivo para los movimientos propositivos del usuario y negativo para movimientos involuntarios o incorrectos. Además, el sensor de carga muestra valores diferentes dependiendo del ciclo de la marcha; en el movimiento de mayor velocidad angular se realiza mayor carga de peso y en consecuencia el usuario debe realizar más esfuerzo.

El promedio de la carga de peso en el ciclo de la marcha, es el siguiente: 0-50% en la cadera para la fase de apoyo, 55-82% para la cadera en la fase de balanceo, 0-50% en la rodilla para la fase de apoyo y 51-90% para la rodilla en fase de balanceo, estos promedios son compensados por los componentes pasivos de las órtesis robóticas (promedios de rango articular y fuerza guía), específicamente, la flexión de cadera es fundamental durante la fase de balanceo así como la extensión de rodilla durante la fase de apoyo, mientras que la extensión de la cadera resulta de la combinación de la actividad muscular voluntaria y el movimiento pasivo de la banda sin fin (35)(37)(24). Después de este procedimiento, los valores de *feedback* obtenidos son 8 para un ciclo de paso: cadera derecha durante la fase de apoyo y balanceo, rodilla derecha durante la fase de apoyo y balanceo, cadera izquierda para la fase de apoyo y balanceo y rodilla izquierda para la fase de apoyo y balanceo. Debido a la interacción de torques y carga de peso las unidades del valor del *feedback* es arbitrario. El *feedback* se representa en una gráfica lineal que se visualiza en el monitor del usuario y el terapeuta. Las curvas de retroalimentación permiten la monitorización de varios aspectos del desempeño de la marcha, muchos usuarios entienden rápidamente cuando el movimiento tiene altos valores de *feedback* aunque requieren una instrucción

inicial sobre el comportamiento de las curvas y como están se modifican con su propia actividad.

## 6 OPERACIONALIZACION DE LAS VARIABLES

Se tuvieron en cuenta tres tipos de variables: 1. sociodemográficas: edad, sexo, estado civil, nivel educativo y estrato socioeconómico; 2. clínicas: tipo de ECV, tiempo de evolución, hemicuerpo o extremidad inferior comprometida y estado cognitivo y 3. dependientes: velocidad de la marcha como variable de resultado primaria evaluada mediante el test de marcha de 10 metros y como medida secundaria el balance durante la marcha (tiempo en segundos en el *Timed Get Up and Go*). A continuación, se relacionan las variables:

### 6.1 VARIABLES SOCIODEMOGRAFICAS

VARIABLE	VALOR	DESCRIPCIÓN	UNIDAD DE MEDIDA
<b>Edad</b>	>18 años	Tiempo que una persona ha vivido desde su nacimiento a la fecha de la evaluación.	Años
<b>Sexo</b>	Masculino	Condición de ser hombre o mujer, determinado por características biológicas: anatómicas y fisiológicas.	1
	Femenino		2
<b>Estado civil</b>	Soltero	El estado civil de una persona es su situación jurídica en la familia y la sociedad, determina su capacidad para ejercer ciertos derechos y contraer ciertas obligaciones, es indivisible, indisponible e imprescriptible, y su asignación corresponde a la ley (Decreto 1260 de 1970, Artículo 1, Ministerio de Justicia – Colombia)	1
	Casado		2
	Divorciado		3
	Viudo		4
	Unión libre		5
<b>Nivel educativo</b>	Primaria	Es el grado de aprendizaje que adquiere una persona a lo largo de su formación en una Institución educativa formalizada.	Años en cada nivel
	Secundaria		
	Técnico/tecnológico		
	Universitario		
	Pos-grado		
<b>Estrato socio-económico</b>	1	Es una aproximación a la diferencia socioeconómica jerarquizada.	Nivel socio-económico de 1 a 6
	2		
	3		

---

4

5

6

---

## 6.2 VARIABLES CLINICAS

VARIABLE	VALOR	DESCRIPCIÓN	UNIDAD DE MEDIDA
<b>Tipo de ECV</b>	Isquémico	Clasificación según etiología del evento cerebrovascular	1
	Hemorrágico		2
<b>Tiempo de evolución</b>	Mayor a un mes hasta 12 meses	Cantidad de tiempo (en meses) que ha transcurrido desde el momento de la lesión hasta el día de la evaluación.	Meses
<b>Distribución afectación</b>	Hemiparesia	Término general que se refiere a un grado de debilidad muscular leve a moderado, que afecta la mitad del cuerpo (hemiparesia).	Se registra localización
<b>Estado cognitivo</b>	Puntuación mínima de 20.	<i>Mini Mental Test</i> (66): Consiste en una escala que evalúa 5 dimensiones, en cada una se realizan preguntas o se piden acciones a la persona:  3 Orientación: Se pregunta sobre el año, mes, día calendario, hora, día de la semana, país, departamento, ciudad, lugar y piso/nivel. Se otorga un punto por cada respuesta correcta.  4 Memoria: Se le dicen a la persona las siguientes palabras: “casa, mesa, árbol” y luego de un segundo se le indica que repita las palabras. Se da un punto por cada palabra que repita de manera correcta, se tiene en cuenta el número de intentos requeridos.  5 Atención y cálculo: Se puede usar una de las siguientes pruebas: Restar sucesivamente 100 – 7 hasta la quinta respuesta. Decir los meses del año de diciembre a enero. Se da un punto por cada respuesta acertada hasta la quinta respuesta.	1. Orientación: 10 puntos. 2. Memoria: 3 puntos. 3. Atención y cálculo: 5 puntos. 4. Evocación: 3 puntos. 5. Lenguaje: 9 puntos.  Puntuación total: 30.

- 
- 6 Evocación: Se le indica a la persona que mencione las palabras del punto 2. Se da un punto por cada palabra que mencione de manera correcta.
- 7 Lenguaje: Se le pide a la persona que nomine dos objetos (reloj y lápiz). Un punto por cada objeto que nomine. Se le pide a la persona que repita “en un trigal habían cinco perros”. Se otorga un punto si lo dice de manera correcta. Se le pide a la persona que obedezca las siguientes órdenes en etapas: “tome la hoja con su mano derecha, dóblela por la mitad y póngala en el suelo”. Se otorga un punto por cada orden que obedezca de manera correcta. Se le pide a la persona que lea y obedezca las siguientes órdenes: “cierre los ojos”, “escriba una frase” y “copie el diseño”. Se otorga un punto por cada orden que ejecute de manera correcta.




---

### 6.3 VARIABLES DE RESULTADO

VARIABLE	VALOR	DESCRIPCIÓN	UNIDAD DE MEDIDA
Marcha de 10 metros (67)(68).	Velocidad de la marcha	Consiste en caminar por un pasillo de 10 metros libre de tránsito y obstáculos, colocando una silla a cada extremo. Su aplicación tarda menos de 5 minutos y no requiere entrenamiento, la persona puede usar los equipos de asistencia que requiera.	Se registra velocidad tras recorrer 10 metros.
El procedimiento es el siguiente:			
<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Marcar con cinta de enmascarar sobre el suelo 10 metros de distancia de un extremo a otro y otras dos cintas 2 metros antes en cada extremo de las líneas que marcan los 10 metros.</li> <li>2. Colocar a la persona en la primera línea de cinta.</li> </ol>			

---

- 
3. Indicar a la persona que camine a una velocidad cómoda hasta la segunda línea de cinta; en este momento se inicia el cronómetro, cuando la persona cruza la tercera línea de cinta, es decir, recorrer los 8 metros, se detiene el cronómetro.  
Indicación 1: “Camine a una velocidad cómoda hasta la segunda línea”  
Indicación 2: “ahora camine lo más rápido que pueda hasta la siguiente línea”.  
Se ha demostrado que el comando verbal es importante en la ejecución de la prueba.
  4. Las distancias antes y después del curso sirven para minimizar el efecto de aceleración y deceleración.
  5. El anterior procedimiento se repite dos veces más y se obtiene el promedio de las tres pruebas.
  6. Finalmente se convierte el tiempo en segundos, se divide la distancia recorrida (6 metros) por el tiempo transcurrido en segundos.
- 

VARIABLE	VALOR	DESCRIPCIÓN	UNIDAD DE MEDIDA
<b>Timed Get Up and Go (TUG)</b> (69).	Igual o mayor a cero	Consiste en pedirle a la persona que se incorpore de una silla recorra una distancia de 3 metros, gire y vuelva a sentarse; se indica que debe realizarlo tan rápido como pueda hacerlo.  Se registrar el tiempo en que la persona tarda en realizar el recorrido.	Minutos, segundos

---

El test de marcha de 10 metros es una medida empleada ampliamente para evaluar la función de la marcha en personas con ECV, tiene una excelente correlación concurrente con la marcha dentro de la casa entre  $r=0,84-0,97$ , para la longitud de zancada coeficiente de correlación de Spearman  $r=0,8-0,97$  (a velocidad confortable y marcha rápida) con una

significancia estadística  $p < 0,005$  (70). Según un estudio de 2015 que evaluó la validez de criterio de la marcha de 10 metros confortable y a alta velocidad en personas con ECV comparado con “*Optotrak motion-registration system*” y validez concurrente comparado con el “*multi-Kinect v2*”, esta prueba cuenta con excelentes valores  $ICC > 0,88$  para todos los parámetros espacio-temporales, lamentablemente esta no fue la medida estadística para el objetivo propuesto, sin embargo, cuenta con adecuados límites de acuerdo de Bland&Altman. (71).

El *Timed Get Up and Go (TUG)* (69) fue desarrollada en la década de los ochenta como medida clínica de balance en adultos mayores, en adelante se han realizado varios estudios en diversas poblaciones, entre ellos personas con ECV demostrando buenas propiedades psicométricas (72)(73). En general el *BesTest* que incluye en el componente V el “*Timed Get Up and Go*” mostró una excelente reproducibilidad inter y entre evaluadores, con un  $ICC = 0,99$  ( $IC = 95\%$ ), así como validez concurrente con las siguientes escalas que también se usan para evaluar balance en personas con ECV: *Berg Balance Scale*, *Postural Assessment Scale for Stroke* y *Community Balance and Mobility Scale* con un coeficiente de correlación de Spearman entre  $r = 0,91 - 0,96$  (74).

En contraste el TUG discriminada dentro del *MiniBesTest* mostró una reproducibilidad intra e inter-evaluador de  $kappa = 0,79; 0,70$  con una significancia estadística  $p < 0,001$  evaluado en personas con ECV crónico (2 años de evolución) (75).

Las medidas empeladas como variables de resultado tanto primarias como secundarias cuentan con adecuadas propiedades psicométricas, las cuales se resumen en la siguiente tabla.

ESCALA	PROPIEDADES PSICOMÉTRICAS
<b>Test de marcha 10 metros</b>	Reproducibilidad test re-test: $ICC = 0.75-0.95$ (67) Validez concurrente comparado con marcha dentro de la casa: $r = 0,84-0,97$ ( $< p = 0,005$ ) (70).

---

<b>Timed un and Go</b>	Reproducibilidad: ICC=0,92-0,99 (IC=95%)
	Validez concurrente comparado con escalas que evalúan balance $r=0,91-0,96$ (74)
	Validez de criterio: Especificidad: 87%; Sensibilidad: 87% (69)

---

## **7 HIPOTESIS**

### **7.1 HIPOTESIS NULA**

La hipótesis nula para las pruebas de aleatorización en diseños de caso único hace referencia a que cada medida en cada unidad experimental sería la misma para cualquier tratamiento o asignación (no hay efecto de la intervención), es decir, que las respuestas son independientes del tratamiento y/o condición bajo la cual son observadas y que el rendimiento o mejoría está en función de otros factores no relacionados con el tratamiento. Para el presente estudio la hipótesis nula plantea que no existen diferencias en la velocidad de la marcha y el balance durante la marcha en personas con hemiparesia secundaria a enfermedad cerebrovascular cuando realizan entrenamiento robótico de la marcha con y sin retroalimentación visual.

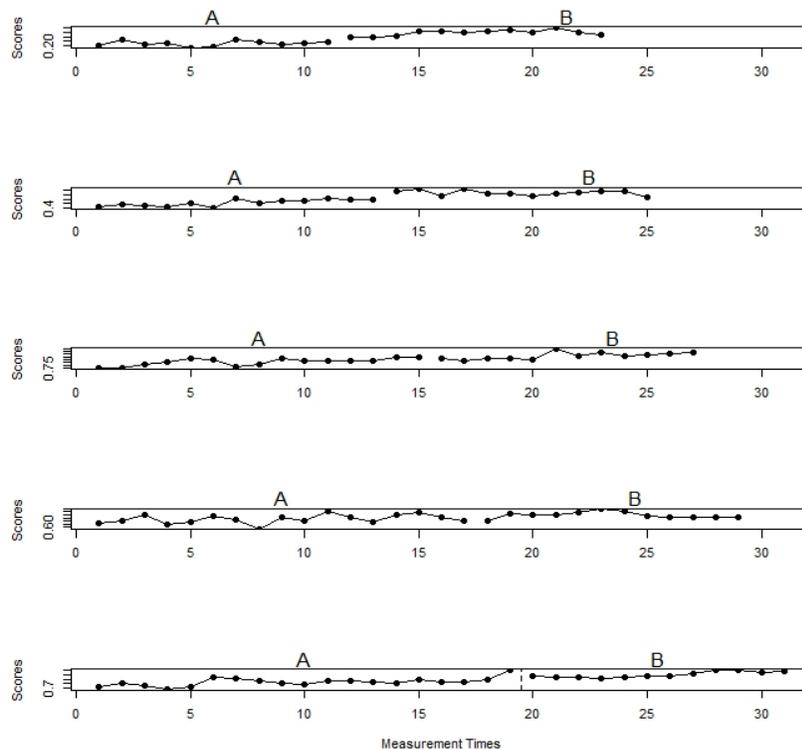
### **7.2 HIPOTESIS ALTERNATIVA**

Existen diferencias en la velocidad de la marcha y el balance durante la marcha en personas con hemiparesia secundaria a enfermedad cerebrovascular cuando realizan entrenamiento robótico de la marcha con y sin retroalimentación visual.

## 8 METODOLOGÍA

### 8.1 TIPO DE ESTUDIO:

Este estudio se encontró enmarcado en el paradigma cuantitativo, fue un estudio de caso único (*single-subject design*) de línea de base múltiple (*multiple baseline design*), aleatorio, no concurrente, que evaluó la efectividad del *feedback* visual durante el entrenamiento robótico de la marcha en 5 sujetos con antecedente de enfermedad cerebrovascular que asistían al Proceso Interdisciplinario de Rehabilitación (PIR®) de La Clínica Universidad de La Sabana, en el cual, ellos mismos fueron su propio control, de este modo se disminuyó el sesgo de comparabilidad respecto a las variables confusoras (variables sociodemográficas y clínicas), además permitió una evaluación experimental rigurosa de los efectos de la intervención, así como una fuerte base para establecer inferencias causales (76) (77) (78). Este diseño permite separar los efectos de la intervención de características como el aprendizaje, la experiencia o la práctica (79). La siguiente ilustración esquematiza el diseño.



La variable dependiente (velocidad de la marcha) fue evaluada de manera repetida en los participantes a través del tiempo durante una línea de base y de intervención, es decir, cada vez que los participantes finalizaron cada sesión: fase I, de línea de base o comparación durante 12 sesiones y en la fase II (12 sesiones), de tratamiento o intervención donde la variable independiente (*feedback* visual), se introdujo de manera sistemática, progresiva y aleatoria cada dos sesiones para cada participante (sesión 12, 14, 16, 18 y 20) (80), para un total de 24 a 32 sesiones.

## **8.2 POBLACIÓN**

Fueron seleccionadas 5 personas mayores de 18 años de edad, de ambos géneros con hemiparesia secundaria a diagnóstico de ECV isquémico o hemorrágico confirmado por resonancia magnética o historia clínica, de más de 1 mes de evolución, que realizaban marcha de manera independiente o con producto de apoyo para la marcha por una distancia mínima de 10 metros (68) que asistían al Proceso Interdisciplinario de Rehabilitación (PIR®) de La Clínica Universidad de La Sabana en el municipio de Chía, Cundinamarca. Se excluyeron aquellos que presentaron signos clínicos de heminegligencia descritos por área médica o terapéutica, alteraciones en la agudeza visual descritas en historia clínica, puntuación inferior a 20 puntos en el *Minimal test* (66) determinado por médico fisiatra tratante y/o enfermedades graves de origen cardiaco o hipertensión arterial no controlada, historia de lesiones traumáticas en tronco y miembros inferiores (fracturas, luxaciones, dismorfismos), trastornos circulatorios agudos en miembros inferiores, peso mayor a 130 Kg y discrepancia en la longitud de miembros inferiores mayor de 3cm, debido a la adecuación de las órtesis del equipo para entrenamiento de marcha.

## **8.3 MUESTRA Y MUESTREO**

Se realizó un muestreo a conveniencia, teniendo en cuenta los criterios de inclusión y exclusión mencionados anteriormente, posterior a lo cual se realizó una evaluación de medidas repetidas de la variable dependiente (velocidad de la marcha) toda vez que cada participante finalizó una tras otra sesión de entrenamiento de la marcha en el sistema robótico Lokomat® (fase I), durante un lapso entre 12 y 20 sesiones antes de introducir la intervención (*feedback* visual), la cual se aleatorizó por uno de los investigadores

enmascarado, por medio de sobres sellados opacos, desde la sesión número 12 hasta la sesión número 20 y se continuó la medición en 12 sesiones de entrenamiento con *feedback* visual computarizado. La medición de la variable secundaria (*Timed Get Up And Go*) se realizó al antes de la fase I, antes y después de la fase II.

#### **8.4 CONTROL DE SESGOS**

El control de los posibles sesgos derivados de la investigación se llevó a cabo mediante la determinación y especificación de los criterios de inclusión y exclusión. El sesgo de confusión fue eliminado por la naturaleza del diseño, así como el reporte de las co-intervenciones a las que serán sometidos los participantes. como terapia física convencional, terapia ocupacional, fonoaudiología y psicopedagogía de 3 a 5 veces por semana entre 30 a 60 minutos cada una, así como psicología, trabajo social y consulta con fisiatría una vez al mes durante 30 minutos.

En cuanto a las variables dependientes se tomaron instrumentos válidos y confiables, junto con el entrenamiento exhaustivo al terapeuta evaluador con el fin de garantizar objetividad y confiabilidad en las mediciones, quien a su vez estuvo enmascarado.

Adicionalmente durante la planificación del proyecto se tuvo en cuenta la implementación del análisis estadístico apropiado para las variables de resultado, con el fin de obtener resultados confiables y garantizar la validez interna de este estudio (81).

#### **8.5 ANÁLISIS VISUAL Y ESTADÍSTICO:**

Se emplearon medidas de tendencia central y dispersión según la escala de medición de las variables sociodemográficas y clínicas de los participantes (edad, género, etiología del ECV, distribución de la hemiparesia o monoparesia, tiempo de evolución, etc.). Para estudiar el comportamiento de las variables dependientes, se utilizaron el análisis visual y el test de aleatorización, con distribución no exhaustiva “Monte Carlo” para diseños de caso único tipo línea de base múltiple, descritos a continuación:

### **8.5.1 Análisis Visual**

Los datos sobre la velocidad de la marcha fueron recolectados tras cada sesión de entrenamiento robótico, se representaron y analizaron gráficamente según la documentación técnica para diseños de caso unico de la What Works Clearinghouse (80). Se examinaron cada una de las fases (base e intervención) y se analizaron las diferencias en el nivel, la estabilidad y la tendencia de cambio para cada participante de manera individual.

Los cambios en el nivel son determinados por las variaciones en la mediana de los datos a través de las fases (la línea de base y la línea de intervención); cuando los cambios en el nivel están en la dirección deseada, son inmediatos, fácilmente discernibles y se mantienen en el tiempo, se concluye que el cambio en la variable dependiente durante la fase de intervención son resultado del tratamiento y es un indicativo de mejora. (76)

La estabilidad se define como la diferencia que existe entre los datos y el nivel (media), se representa como la desviación estándar y refleja la variabilidad de los datos en cada fase. La estabilidad dentro de la fase puede evaluarse calculando el porcentaje de puntos de datos que caen dentro del 15% de la media de la fase. El criterio de estabilidad se cumple si aproximadamente el 85% (80% - 90%) de los datos en una fase se encuentran dentro de un rango del 15% de la mediana (o promedio) de todos los puntos de datos para esa fase (76).

La tendencia es la dirección de cambio o pendiente de los datos en cada fase, la dirección de los datos se refiere a su inclinación a través del tiempo, puede acelerar, desacelerar o mantenerse paralela para indicar si los cambios en la variable se dirigieron en sentido creciente, decreciente o tomaron un valor de 0 paralelo a la abscisa. La tendencia se determinó por medio del método Split Middle Line (82)(83).

### **8.5.2 Análisis estadístico**

Diversas pruebas estadísticas pueden utilizarse para determinar la significancia estadística de los efectos de la intervención en diseños de caso unico (84). Los test de aleatorización son pruebas estadísticas no paramétricas que se han sugerido para el análisis de datos de

diseños de línea de base múltiple (85), su principal uso se sustenta en la posibilidad de usarlos en estudios sin muestreo aleatorio y dependencia serial además, la falta de homogeneidad en los datos no invalida los resultados de este test.

Las pruebas de aleatorización se basan en las permutaciones que reflejan la asignación aleatoria utilizada en el experimento. En ellas, se determina un test estadístico para los datos experimentales, luego los datos se dividen o reorganizan de manera consistente como hubiera sucedido en los procedimientos de asignación aleatoria si los tratamientos no tuvieran efecto diferencial; se calcula un test estadístico para cada resultado de permutación; estos resultados en las permutaciones incluyendo los datos experimentales constituyen la referencia para determinar la significancia (un equivalente a la distribución muestral en estadística paramétrica). El grupo de test estadísticos en las pruebas de permutación incluye valores mayores o iguales al valor de  $p$  determinado con los datos experimentales. La determinación de la significancia se basa en la distribución de las pruebas estadísticas generadas por la permutación de los datos (86)

La hipótesis nula para las pruebas de aleatorización se refiere a que cada medida en cada unidad experimental sería la misma para cualquier tratamiento o asignación (no hay efecto de la intervención). Cada dato en la tabla de permutaciones representa un resultado que para la hipótesis nula es cierto y pudo haberse obtenido con cualquier asignación en particular. Un test de aleatorización es válido para cualquier tipo de muestra sin importar como fue seleccionada. El valor  $p$  es igual a la proporción de pruebas estadísticas que exceden o son iguales al test estadístico de los datos experimentales. La hipótesis nula se rechaza cuando el valor encontrado es menor o igual al valor de significancia establecido inicialmente ( $p=0.05$ ).

La determinación de las posibles asignaciones para llevar a cabo los test de aleatorización se llevó a cabo por la aplicación de la fórmula propuesta por Koehler y Levin (84)

$$N! \prod_{i=1}^N k_i$$

El análisis visual y estadístico se llevó a cabo en el software de análisis estadístico y visualización gráfica R y el paquete RcmdrPluginSCDA. Versión 3.5.2 (76)(87)(85)(88). El valor de alfa para determinar la significancia estadística fue  $p < 0.05$ .

## 9 RESULTADOS

### 9.1 VARIABLES SOCIODEMOGRAFICAS:

Este estudio incluyó 5 participantes que asistían al Proceso Interdisciplinario de Rehabilitación (PIR®) de La Clínica Universidad de La Sabana en el municipio de Chía, Cundinamarca; de los cuales el 80% eran de género femenino, el promedio de edad fue de 55 años (entre 19 a 73 años), el 60% eran casados, 20% solteros y 20% viudos; el nivel educativo en promedio fue de 12.8%, lo que corresponde a un 40% universitario, 20% pos-grado, 20% educación básica primaria y el 20% restante secundaria. Los resultados se resumen en la tabla 1.

**Tabla 1:** Variables sociodemográficas

VARIABLE SOCIODEMOGRÁFICA		PORCENTAJE	PROMEDIO
Sexo	Masculino	20%	
	Femenino	80%	
Edad	19	20%	55 años
	41	20%	
	69	20%	
	73	40%	
Estado civil	Soltero	20%	
	Casado	60%	
	Viudo	20%	
Nivel educativo (años)	Primaria (5)	100%	12,8
	Bachillerato (6)	80%	
	Técnico (2)	20%	
	Universitario (5)	60%	
	Pos-grado (2)	20%	
Estrato socio-económico	3	40%	
	4	20%	

6	40%
---	-----

## 9.2 VARIABLES CLÍNICAS:

En cuanto al tipo de ECV, 3 de los 5 participantes (60%) fueron de origen isquémico, el 80% presentó hemiparesia derecha, el promedio de tiempo de evolución fue de 4,2 meses y la puntuación de *Mini-mental* estuvo entre 20 y 30, estas características se presentan en la tabla 2. Las características tanto sociodemográficas como clínicas se presentan en la tabla 3 para cada uno de los participantes.

**Tabla 2:** Variables Clínicas

VARIABLE CLÍNICA		PORCENTAJE	PROMEDIO
TIPO DE ECV	Isquémico	60%	
	Hemorrágico	40%	
DISTRIBUCIÓN (HEMIPARESIA)	Derecha	80%	
	Izquierda	20%	
TIEMPO DE EVOLUCIÓN (MESES)	3	40%	4,2
	5	60%	
ESTADO MENTAL	Puntuación en <i>Mini-mental Test</i>		26,8

**Tabla 3:** Variables sociodemográficas y clínicas por participante

VARIABLES	P01	P02	P03	P04	P05
SEXO	F	M	F	F	F
EDAD (AÑOS)	41	73	19	73	69

ESTADO CIVIL	Casada	Casado	Soltera	Casada	Viuda
NIVEL EDUCATIVO (AÑOS)	16 (universitario)	18 (pos-grado)	12 (universitario)	13 (técnico)	
ESTRATO SOCIO-ECONÓMICO	6	4	3	6	3
TIPO DE ECV	Isquémico	Hemorrágico	Hemorrágico	Isquémico	Isquémico
DISTRIBUCIÓN (HEMIPARESIA)	Izquierda	Derecha	Derecha	Derecha	Derecha
TIEMPO DE EVOLUCIÓN (MESES)	5	5	3	3	5
ESTADO MENTAL (PUNTOS)	28	30	27	27	22

### 9.3 VARIABLES DEPENDIENTES:

Esta investigación examinó los cambios en la velocidad de la marcha y el balance durante la marcha antes, durante y después de 4 semanas de entrenamiento robótico Lokomat® con retroalimentación visual computarizada en 5 individuos con hemiparesia secundaria a enfermedad cerebrovascular. Se llevó a cabo un estudio de caso único de línea de base múltiple, aleatorio, no concurrente; el criterio experimental para el análisis visual se determinó al demostrar al menos tres efectos de tratamiento en tres participantes y en tres puntos de intervención diferentes.

Los datos presentados a continuación muestran los cambios en la velocidad de la marcha y el balance durante la marcha en los cinco participantes en la línea de base y la intervención.

## **9.3.1 CAMBIOS EN LA VELOCIDAD DE LA MARCHA**

### **9.3.1.1 ANALISIS VISUAL**

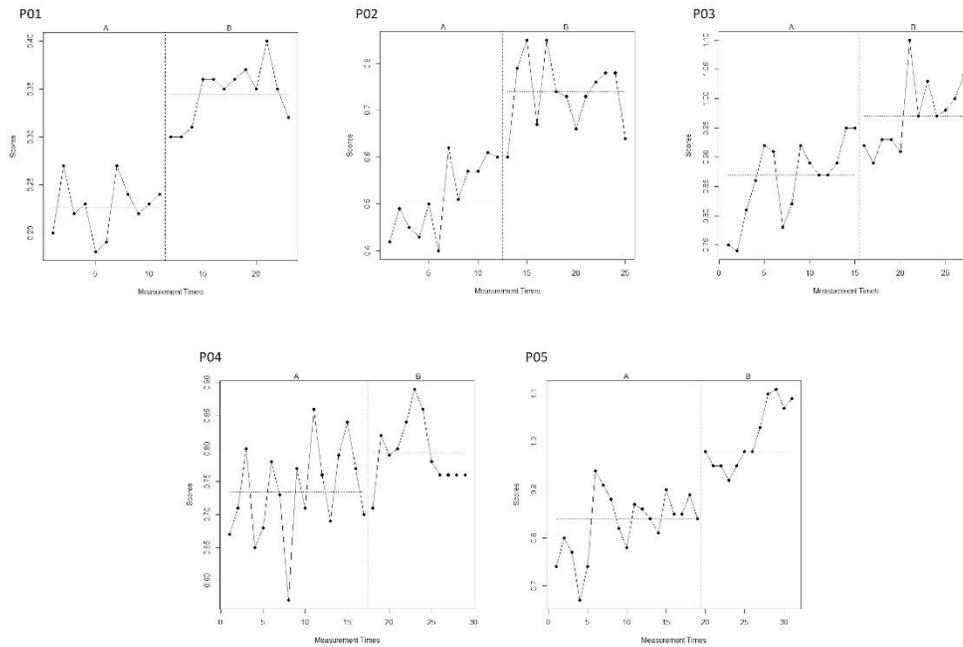
#### **9.3.1.1.1 Línea base**

Las líneas de base (A) para cada participante cumplieron el criterio de estabilidad según el método de cuadro de rango de mediana (89); para todos los participantes más del 80% de los datos cayó en el rango establecido indicando estabilidad para cada línea de base previo al inicio de la intervención. La mediana de las bases tuvo valores entre 0,87 m/s hasta 0,23 m/s con un promedio de 0,64 m/s, desviación estándar de 0,264 m/s.

#### **9.3.1.1.2 Cambios en el nivel**

La Ilustración 1 muestra las medidas de la velocidad de la marcha para cada sesión en la fase de base e intervención en los 5 participantes, los puntos negros representan la medida de la velocidad de la marcha en cada sesión durante la línea de base (A) y la línea de intervención (B), la línea punteada vertical indica el nivel de cada fase.

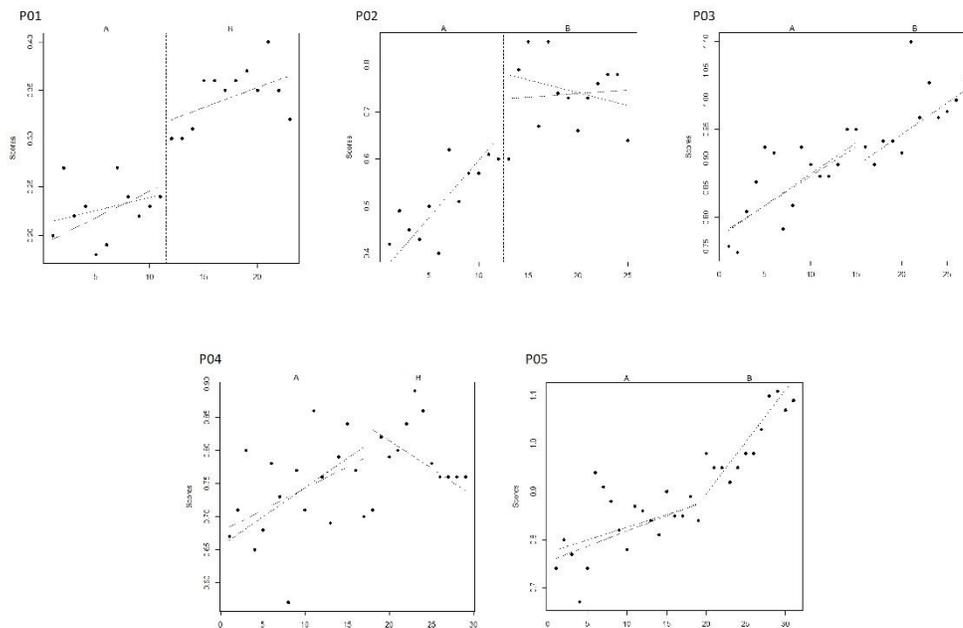
Para todos los participantes se encontraron cambios positivos para el nivel absoluto y relativo excepto para el nivel absoluto del P03 y P05, evidenciando para estos participantes poca fuerza en el cambio inmediato tras la introducción de la intervención. Únicamente para el P01 se observó un cambio abrupto en el nivel absoluto, indicando para este la efectividad inmediata de la intervención. Sin embargo, el cambio en el nivel para todos los participantes se llevó a cabo en la dirección esperada (mejoría en la velocidad de la marcha) el promedio de mejora oscilo entre 9.02% y 52.17%, con mayor porcentaje para P01 (52.17%) y P02 (40.18%).



**Ilustración 1:** Comparación de las líneas de base (A) e intervención (B) para cada participante con representación de los cambios en el nivel en cada fase.

### 9.3.1.1.3 Cambios en la dirección de la tendencia.

La ilustración 2 muestra los cambios en la dirección de la tendencia en cada participante. El análisis visual de la tendencia demuestra moderada aceleración para la tendencia de la línea de base de todos los participantes. Durante la intervención la medida de la velocidad de la marcha demostró aceleración para P01, P03 y P05, con cambios más evidentes para P05.

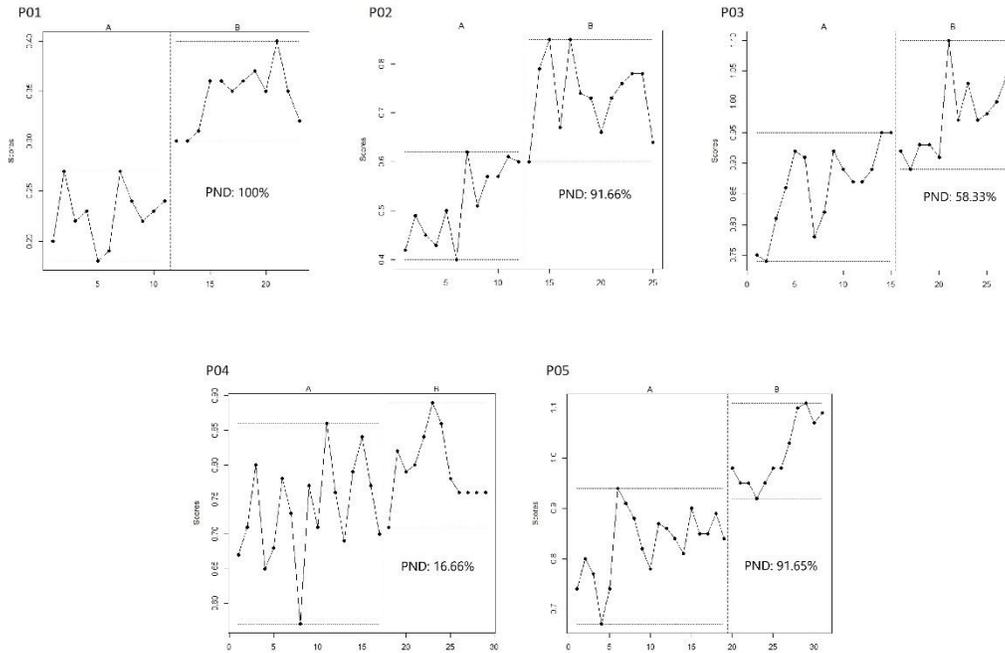


**Ilustración 2:** Cambios en tendencia de los datos de la línea de base (A) y la línea de intervención (B)

#### 9.3.1.1.4 Superposición de los datos y patrones de cambio

Se determinó el porcentaje de no superposición de los datos (PND) para cada participante. La no superposición de los datos determina el porcentaje de datos de la línea de intervención que caen fuera de la línea de base. La Ilustración 3 muestra el porcentaje de no superposición de datos para cada participante.

Los patrones de cambio en respuesta al entrenamiento observados en el estudio demuestran un cambio inmediato en el comienzo del entrenamiento para P01 y P05, seguido de mejoría gradual a través de toda la fase de intervención, a pesar de que el cambio no fue inmediato para P02 y P03 si demuestra incremento gradual y discreto de los valores de la velocidad de la marcha durante la intervención.



**Ilustración 3** Porcentaje de No superposición de los datos (PND)

### 9.3.2 ANALISIS ESTADISTICO

La tabla 4 muestra los puntos de inicio hipotéticos para el estudio. El número de posibles asignaciones derivadas del análisis fue de: 933120 determinada según la fórmula de Koehler y Levin. El test observado de la distribución aleatoria fue:  $p= 0.131745$ . Dado el amplio número de asignaciones, se calculó el valor de  $p$  usando el test de aleatorización con distribución no exhaustiva “Monte Carlo”, el cual utilizo una distribución simulada con 1000 asignaciones determinada arbitrariamente por las autoras. Se calculo la diferencia de la media entre las fases (B-A) para determinar cambios en la velocidad de la marcha en cada una de ellas, encontrando un valor de  $p$  de 0.001, evidenciando diferencia significativa entre el entrenamiento robótico con feedback versus el entrenamiento robótico sin feedback.

**Tabla 4:** Puntos hipotéticos de inicio para la distribución aleatoria no exhaustiva

P01	9	10	11	12	13
P02	11	12	13	14	15
P03	13	14	15	16	17
P04	15	16	17	18	19
P05	17	18	19	20	21

```
> load("C:/Users/kgcastrom/Documents/Karen C/Maestria/Investigación/Pares/Análisis de datos/Est
> Total <-
+ read.table("C:/Users/kgcastrom/Documents/Karen C/Maestria/Investigación/Pares/Análisis de d
+ header=TRUE, sep="\t", na.strings="NA", dec=".", strip.white=TRUE)
> quantity(design = "MBD", starts =
+ "C:/Users/kgcastrom/Documents/Karen C/Maestria/Investigación/Pares/Análisis de datos/Estudi
[1] 933120
> observed(design = "MBD", statistic = "B-A", data = Total)
[1] 0.1361745
```

**Ilustración 4:** número de posibles asignaciones y test observado calculado en R

```
> Dataset <-
+ read.table("C:/Users/kgcastrom/Documents/Karen C/Maestria/Investigación/Pares/Análisis de dat
+ header=TRUE, sep="\t", na.strings="NA", dec=".", strip.white=TRUE)
> pvalue.random(design = "MBD", statistic = "B-A", number = 1000, data = Dataset)
> pvalue.random(design = "MBD", statistic = "B-A", number = 1000, data = Dataset)
[1] 0.001
```

**Ilustración 5:** valor de p para el test de aleatorización calculado en R

### **9.3.3 CAMBIOS EN EL BALANCE DURANTE LA MARCHA**

Los cambios en el balance durante la marcha fueron evaluados con el test Timed Get up and Go. Antes de iniciar el entrenamiento la media del TUG fue de: 17.17 segundos (desviación estándar de 5.42 segundos), sin evidenciar cambios significativos durante la fase inicial (A). Durante la fase de intervención la media en el balance durante la marcha se redujo a 14.676 (desviación estándar de 8.20 segundos) con un rango de 29 a 8.98 segundos. Todos los participantes demostraron reducción en el tiempo requerido para llevar a cabo la prueba con porcentaje de mejora entre 12.85% y 26.70%. lo cual demuestra el efecto del feedback visual en el balance durante la marcha, que a su vez se relaciona con la mejoría en la velocidad de la marcha, debido a la relación directa entre el desempeño de los flexores de cadera y rodilla y las características de feedback visual, que consistieron en gráficas de desempeño que mostraban los torques generados entre las órtesis y el sujeto para cadera y rodilla de cada miembro inferior en la fase de apoyo y balanceo

## 10 DISCUSIÓN DE RESULTADOS

Los hallazgos de este estudio muestran el efecto del *feedback* visual computarizado con entrenamiento robótico-Lokomat® sobre la recuperación de la marcha en personas mayores de 18 años con antecedentes de enfermedad cerebrovascular en términos de velocidad de la marcha y el balance durante la marcha, como variables de resultado primaria y secundaria respectivamente.

En cuanto a las variables sociodemográficas y clínicas, se contrasta con lo reportado en la literatura, ya que de los 5 sujetos, 3 eran mayores de 65 años y el 60% presentaron ECV de tipo isquémico (3)(2)(4), el total de los sujetos se encontraban en los primeros 6 meses de rehabilitación en donde se evidencia mayor recuperación (promedio de 4,2 meses) (7)(45) y el 60% realizaron marcha independiente sin uso dispositivo de asistencia en comparación con el 40% restante (bastón canadiense y convencional), superando el 50% que indica la literatura después de 11 semanas de rehabilitación (8)(55).

La velocidad de la marcha mejoró tanto en la primera como en la segunda fase (sin y con *feedback* visual respectivamente), con una mediana en la primera fase entre 0,87m/s a 0,23m/s, con un promedio de 0,64m/s y desviación estándar de 0,264m/s; lo cual concuerda con estudios en los que el entrenamiento robótico en marcha debido al control de movimiento y confiabilidad en la medición que proporciona; además de aumentar la velocidad de la misma, mejora otros parámetros como la longitud y simetría de paso, la fase de apoyo, desempeño muscular, función cardiovascular, redundando finalmente en la transferencia del aprendizaje a otros entornos (16)(31)(32)(34)(35)(36)(37); lo cual, a su vez, se relaciona con la significancia clínica de esta variable en personas pos-ECV (59) (90)(91)

No obstante los resultados se inclinaron a favor del uso del *feedback* visual, ya que el porcentaje de mejoría entre la primera y segunda fase osciló entre 9,02% y 52,17%, lo cual corresponde a un incremento en la velocidad de la marcha entre 0,697m/s y 0,97m/s con una significancia estadística de  $p=0,001$ ; siendo además clínicamente significativo en la rehabilitación de personas pos-ECV (56), según lo indica Tilson (mejora en velocidad de la

marcha iguales o superiores a 0,16m/s) (92); lo cual no solo se debe al *feedback* per sé, sino a sus características: cuantitativo (unidades de *biofeedback*), gráfico y permanente, pues indicó el desempeño del individuo en términos de los torques de flexión y extensión para cadera y rodilla en la fase de balanceo y apoyo para cada miembro inferior durante el entrenamiento en marcha, cumpliendo 3 papeles fundamentales: descriptivo al mostrar la adecuada ejecución de la tarea, prescriptivo y motivacional al indicar la manera de corregir los errores para lograr el objetivo que mostraba la gráfica; lo cual genera mejores resultados en comparación con el no uso u otros tipos de *feedback*. Pese a que algunos estudios muestran que en cuanto a la frecuencia, resulta más adecuado aquel que se suministra de manera relativa, en el presente estudio, debido a la complejidad de la tarea (interacción de los torques órtesis/sujeto) se realizó de manera permanente como se mencionó. (20)(60)

En comparación con otros estudios que evaluaron el efecto del *feedback* visual en la recuperación de la marcha en personas con ECV, hubo diferencias metodológicas sustanciales: principalmente el tipo de estudio, ya que el presente se enmarca en un diseño novedoso que se basa en la comparación del propio sujeto en dos fases (control e intervención) y el uso de medidas repetidas, con un análisis estadístico propio y válido; además hubo diferencias en cuanto a los grupos de comparación, pues uno incluyó tres (*feedback* visual, *feedback* visual + auditivo y entrenamiento en marcha sin *feedback*)(93), población, pues uno comparó los resultados de la intervención de sujetos con ECV versus sujetos sanos, así como las variables de resultado, pues la mayoría evaluaron otros parámetros espacio-temporales como la longitud de paso, cadencia, simetría de paso, movimiento del centro de masa; y solo uno tuvo en cuenta la velocidad de la marcha como variable de resultado secundaria evaluada por medio de la marcha de 10 metros (94)

Este último estudio, mostró cambios favorables estadísticamente significativos tanto para el grupo control como de intervención, en la velocidad de la marcha y la distancia recorrida, sin embargo no hubo diferencia para las variables de resultado primarias como la longitud y simetría de paso; además no se evidenció diferencia a favor el *feedback* visual, el cual consistió en mostrar en una pantalla dos líneas paralelas que indicaban la longitud de paso

definida, junto con el conocimiento de resultado que aparecía como un mensaje en el monitor; esta ausencia de diferencia entre grupos según los autores pudo deberse al corto tiempo de intervención (5 sesiones por semana, durante 3 semanas para un total de 15 sesiones de 30 minutos cada una), así como el enfoque de los sujetos en la funcionalidad de la marcha más no en la calidad de movimiento. En contraste con el presente estudio, el *feedback* visual contó con más elementos como su naturaleza cuantitativa, permanente y gráfico (20)(25), como se mencionó y sustentó en párrafos anteriores, teniendo esta relación no con un parámetro específico como la longitud de paso sino con el desempeño, es decir el logro del torque adecuado en las fases de la marcha.

En este sentido, la evidencia científica muestra que respecto al contenido del *feedback* tiene mayor peso aquel que se enfoca en el desempeño más que en el conocimiento de resultados (21) debido a que aporta más elementos para el aprendizaje de una tarea motora, así como el medio en el que se proporciona, pues al ser virtual puede controlarse y cuantificarse (29), además favorece la transferencia de dicho aprendizaje (30); y es este, uno de los puntos que sustenta el incremento en la velocidad de la marcha comparado con el estudio de Druzicki et al (35), así como la correspondencia entre el desempeño muscular principalmente de los flexores de cadera y rodilla; y su relación con la velocidad de la marcha, la cual es directamente proporcional, esto debido a que el *feedback* suministrado mostró el torque generado por estos grupos musculares tanto en la fase de balanceo como de apoyo, teniendo una relación directa con el aumento de la velocidad de la marcha en esta segunda fase de intervención (52)(57).

Con base en lo anterior se puede inferir que el *feedback* visual con las características de este estudio, influye de manera positiva en el desempeño muscular de los flexores de cadera, así como en el gasto energético durante la marcha en personas con ECV, debido a la relación directa entre la velocidad de la marcha con la función motora y a su vez la relación de esta última con el requerimiento de energía durante la marcha, así como con el balance durante la misma (58), en este caso evaluado por medio del *Timed Get Up And Go* como variable secundaria, el cual mostró en todos los sujetos cambios favorables entre la primera y segunda fase (sin y con *feedback* visual respectivamente), lo cual se contrasta con dos

estudios que evaluaron esta misma variable (35), teniendo significancia clínica, debido entre otras cosas por la influencia en la independencia funcional, además de ser un indicador del riesgo de caída que se correlaciona con el desempeño de actividades y la participación (21)(7).

Los hallazgos sobre los efectos del *feedback* visual en personas con ECV se extienden a otras tareas motoras, como por ejemplo actividades de miembro superior, en el que se mostró la influencia de este tipo de retroalimentación sobre áreas cerebrales, evaluado por medio de resonancia magnética funcional, la cual mostró activación en la red viso-motora, que incluye la corteza extraestriada en la región occipital, la porción inferior del lóbulo parietal, la región anterior de la corteza premotora, el cerebelo y el área motora suplementaria; además de regiones adicionales como el área VI y VIIb del cerebelo y corteza motora primaria ipsilateral al hemicuerpo parético (95) esto demuestra una ventana frente a las implicaciones fisiológicas y sobre todo funcionales de los procesos de Neurorehabilitación con el uso del *feedback* visual como herramienta de intervención.

## 11 CONCLUSIONES

Los hallazgos de este estudio muestran el efecto del *feedback* visual computarizado con entrenamiento robótico-Lokomat® sobre la recuperación de la marcha en personas mayores de 18 años con antecedentes de enfermedad cerebrovascular en términos de velocidad de la marcha y balance, debido a que este tipo de entrenamiento proporciona control de movimiento y confiabilidad en la medición (16) (31) (32) (34) (35) (36) (37), así como las características propias del *feedback*: contenido de desempeño en vez de resultado, el cual aporta más elementos para el aprendizaje de una tarea motora (21), virtual que permite ser controlado y medido (29), cuantitativo (unidades de *biofeedback*), gráfico y permanente debido a la complejidad de la tarea (interacción de los torques órtesis/usuario)(60), cumpliendo además 3 papeles fundamentales: descriptivo al mostrar la adecuada ejecución de la tarea, prescriptivo y motivacional al indicar la manera de corregir los errores para lograr el objetivo durante la ejecución; lo cual genera mejores resultados en comparación con el no uso u otros tipos de *feedback*.

La retroalimentación extrínseca se resume en tres cualidades principales: el contenido, la frecuencia y el foco atencional (21); respecto al contenido del *feedback*, las investigaciones se centran en la efectividad de los instrumentos o dispositivos que brindan la retroalimentación más que en realizar comparaciones entre el conocimiento de resultados versus conocimiento de desempeño, el *feedback* descriptivo o prescriptivo y el papel de los diferentes contenidos de *feedback* y su influencia en los estadios del aprendizaje. En el año 2000, Talvitie (26), investigó las características socio-afectivas del *feedback* extrínseco en rehabilitación con diferentes contenidos de retroalimentación: visual, verbal y manual, el estudio encontró que el *feedback* verbal se usa de forma más extensiva en rehabilitación, en comparación con el *feedback* visual, además tiene influencia significativa en la motivación y el reforzamiento de la tarea. Un estudio realizado por Platz en el 2001 (27) investigó el efecto del conocimiento de resultados en personas con ECV, los sujetos fueron aleatorizados en tres grupos que incluían o no conocimiento de resultados, después de la intervención se encontraron cambios sustanciales en el grupo del conocimiento de resultados, como conclusión general se destaca el papel del conocimiento de resultados y su

relevancia cuando la retroalimentación y las características del movimiento son inherentes a la tarea.

Varios estudios han demostrado que las personas con ECV, se benefician de recibir *feedback* visual especialmente en tareas de características posturales, se ha descrito mejoría en el balanceo en el cono de estabilidad, la función motora y la independencia en las actividades de la vida diaria (21), sin embargo, aún sigue en discusión la frecuencia y el foco atencional adecuados para verificar la influencia del *feedback* en el aprendizaje motor.

Kiper et al., (29) demostraron con un ensayo clínico que el *feedback* reforzado en un medio ambiente virtual es más efectivo que la rehabilitación tradicional sobre la función motora del miembro superior en personas con antecedentes de ECV, comparando además diferencias según su etiología hemorrágica o isquémica, ambos grupos presentaron mejoría en el desempeño determinado con las medidas de resultado como la función motora (*Fugl Meyer test*), las características cinemáticas del acto motor (tiempo, velocidad y carga) y la medida de independencia funcional (FIM). Al estudiar el efecto del entrenamiento de los miembros inferiores sobre la locomoción utilizando métodos robóticos con un sistema de realidad virtual en comparación con un entrenamiento robótico simple en personas después de un ECV, Mirelman, et al., (30) demostraron que las personas evaluadas fueron capaces de transferir con mayor facilidad el entrenamiento recibido en el ambiente virtual a un ámbito experimental y comunitario, dadas las posibilidades que ofrece el entrenamiento con sistemas robóticos que usan realidad virtual de manipular variables como la intensidad del entrenamiento, la duración y la retroalimentación.

En conclusión, los resultados del presente artículo y diversos hallazgos teóricos resaltan la influencia positiva del *feedback* visual en la recuperación y adquisición de habilidades motoras, sin embargo, no es claro si estos resultados se extienden a las diferentes cualidades y contenidos del *feedback* (cambios en la frecuencia de suministro, foco atencional, uso de información verbal/auditiva) siendo necesario el desarrollo de mayores investigaciones que evalúen y comparen estas características y su influencia en la recuperación motora pos ECV

## 12 RECOMENDACIONES

Se sugiere realizar estudios que amplíen el conocimiento del efecto *feedback* visual en la recuperación de la marcha en personas con ECV, que compare diferentes formas de *feedback* visual como el contenido, por ejemplo, con una tarea funcional en realidad virtual, el suministro de este en diferentes momentos del entrenamiento, entre otras características.

Es importante realizar un seguimiento con el fin de establecer la permanencia del efecto del *feedback* visual sobre la velocidad y balance durante la marcha en personas con ECV.

Es necesario realizar estudios que evalúen los efectos del *feedback* visual sobre los mecanismos de retroalimentación intrínsecos; y si este influye de manera positiva o negativa a corto y largo plazo.

Se sugiere en futuros estudios comparar el *feedback* visual con otros tipos de retroalimentación con el fin de determinar el más efectivo para la recuperación de la marcha en personas con ECV.

Resulta interesante evaluar el efecto del *feedback* visual en otras condiciones neurológicas que también afectan los mecanismos de intrínsecos de antero y retroalimentación.

Continuar con la investigación sobre el aprendizaje motor y los factores que favorecen este proceso dentro de una línea desarrollada específicamente para este fin, dada su complejidad y gran sustento investigativo.

Implementar dentro del programa de Maestría en Neurorehabilitación la formación en el diseño de caso único, así como su análisis y aplicación metodológica y practica para favorecer el desarrollo de este tipo de investigaciones en el ámbito académico y experimental.

Divulgar los resultados de este estudio para generar impacto no solamente en el ámbito académico sino además en el ámbito asistencial y de esta forma sirva para plantear estrategias que tengan como base fundamental los principios de aprendizaje motor.

## REFERENCIAS

1. Ropper M. Principio de Neurología. Novena. Mexico; 2011. 1510 p.
2. Silva F a, Zarruk JG, Quintero C, Arenas W, Silva SY. Enfermedad cerebrovascular en Colombia. Rev Colomb Cardiol. 2006;13(2):85–9.
3. Feigin VL, Lawes CMM, Bennett DA, Anderson CS. Stroke epidemiology: A review of population-based studies of incidence, prevalence, and case-fatality in the late 20th century. Lancet Neurol. 2003;2(1):43–53.
4. Ovbiagele B, Nguyen-Huynh MN. Stroke Epidemiology: Advancing Our Understanding of Disease Mechanism and Therapy. Neurotherapeutics. 2011;8(3):319–29.
5. Jørgensen HS. The Copenhagen Stroke Study experience. J Stroke Cerebrovasc Dis [Internet]. 1996;6(1):5–16. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17894959>
6. Andersen KK, Olsen TS, Dehlendorff C, Kammersgaard LP. Hemorrhagic and Ischemic Strokes Compared Stroke Severity , Mortality , and Risk Factors. 2009;2068–73.
7. Eng JJ, Tang PF. Gait training strategies to optimize walking ability in people with stroke: A synthesis of the evidence. Expert Review of Neurotherapeutics. 2007.
8. Jørgensen HS, Nakayama H, Raaschou HO, Olsen TS. Recovery of walking function in stroke patients: The copenhagen stroke study. Arch Phys Med Rehabil. 1995;
9. Krakauer JW. Motor learning : its relevance to stroke recovery and neurorehabilitation. Curr Opin Neurol. 2006;19:84–90.
10. Nudo RJ, Plautz EJ, Frost SB. Role of adaptive plasticity in recovery of function after damage to motor cortex. Muscle and Nerve. 2001;24(8):1000–19.
11. Nudo RJ. Neural bases of recovery after brain injury. J Commun Disord [Internet].

2011;44(5):515–20. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jcomdis.2011.04.004>

12. Kitago T, Krakauer JW. Motor learning principles for neurorehabilitation [Internet]. 1st ed. Vol. 110, Handbook of Clinical Neurology. Elsevier B.V.; 2013. 93–103 p. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-444-52901-5.00008-3>
13. Kwakkel G, Kollen B, Twisk J. Impact of time on improvement of outcome after stroke. *Stroke*. 2006;37(9):2348–53.
14. Winstein CJ, Merians AS, Sullivan KJ. Motor learning after unilateral brain damage. *Neuropsychologia*. 1999;37(8):975–87.
15. Raghavan P, Krakauer JW, Gordon AM. Impaired anticipatory control of fingertip forces in patients with a pure motor or sensorimotor lacunar syndrome. *Brain*. 2006;129(6):1415–25.
16. Huang VS, Krakauer JW. Robotic neurorehabilitation: a computational motor learning perspective. *J Neuroeng Rehabil* [Internet]. 2009;6:5. Available from: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=2653497&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
17. Cano de la Cuerda R, Collado S. Neurorehabilitación /Métodos específicos de valoración y tratamiento. Primera. Panamericana, editor. 2012. 221–235 p.
18. Winstein CJ, Pohl PS, Lewthwaite R. Effects of physical guidance and knowledge of results on motor learning: support for the guidance hypothesis. *Res Q Exerc Sport*. 1994;65(4):316–23.
19. Winstein C. Knowledge of Results and Motor Learning-Implications for Physical Therapy. *Mov Science Ser*. 1991;71(Phys. Ther.):140–9.
20. Mononen K. The Effects of Augmented Feedback on Motor Skill Learning in Shooting. Primera. Suominen H, editor. [Finlandia]: University of Jyväskylä; 2007.
21. van Vliet P, Wulf G. Extrinsic feedback for motor learning after stroke: What is the

evidence? Disability and Rehabilitation. 2006.

22. Molier BI, Van Asseldonk EHF, Hermens HJ, Jannink MJA. Nature, timing, frequency and type of augmented feedback; does it influence motor relearning of the hemiparetic arm after stroke? A systematic review. *Disabil Rehabil*. 2010;
23. Thikey H, Grealy M, van Wijck F, Barber M, Rowe P. Augmented visual feedback of movement performance to enhance walking recovery after stroke: study protocol for a pilot randomised controlled trial. *Trials*. 2012;
24. Banz R, Bolliger M, Colombo G, Dietz V, Lu L. Computerized Visual Feedback: An Adjunct to robotic-Assisted gait Training. 2008;88(10):1135–46.
25. Dijk, Henk; Jannink, Michael; Hermens H. Effect of augmented feedback on motor function of the affected upper extremity in rehabilitation patients: a systematic review of randomized controlled trials. *J Rehabil Med*. 2005;37:202–11.
26. Talvitie U. Socio-affective characteristics and properties of extrinsic feedback in physiotherapy. *Physiother Res Int [Internet]*. 2000;5(3):173–89. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10998774>
27. Platz T, Winter T, Müller N, Pinkowski C, Eickhof C, Mauritz KH. Arm ability training for stroke and traumatic brain injury patients with mild arm paresis: A single-blind, randomized, controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil*. 2001;82(7):961–8.
28. Thaut MH, Leins AK, Rice RR, Argstatter H, Kenyon GP, McIntosh GC, et al. Rhythmic auditory stimulation improves gait more than NDT/Bobath training in near-ambulatory patients early poststroke: A single-blind, randomized trial. *Neurorehabil Neural Repair*. 2007;21(5):455–9.
29. Kiper P, Piron L, Turolla A, Sto J, Tonin P. The effectiveness of reinforced feedback in virtual environment in the first 12 months after stroke. *Neurol Neurochir Pol [Internet]*. 2011;45(5):436–44. Available from:

[http://www.termedia.pl/Zaloguj\\_sie?l=1&r=/Czasopismo/-15/Artykul-17751](http://www.termedia.pl/Zaloguj_sie?l=1&r=/Czasopismo/-15/Artykul-17751)

30. Mirelman A, Bonato P, Deutsch JE. Effects of training with a robot-virtual reality system compared with a robot alone on the gait of individuals after stroke. *Stroke*. 2009;40(1):169–74.
31. Schwartz I, Sajin A, Fisher I, Neeb M, Shochina M, Katz-Leurer M, et al. The effectiveness of locomotor therapy using robotic-assisted gait training in subacute stroke patients: a randomized controlled trial. *Pm R [Internet]*. 2009;1(6):516–23. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.pmrj.2009.03.009>
32. Calabro RS, De Cola MC, Leo A, Reitano S, Balletta T, Trombetta G, et al. Robotic neurorehabilitation in patients with chronic stroke: psychological well-being beyond motor improvement. *Int J Rehabil Res*. 2015;38(3):219–25.
33. Heuer H, Lüttgen J. Robot assistance of motor learning: A neuro-cognitive perspective. *Neurosci Biobehav Rev [Internet]*. 2015;56:222–40. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.neubiorev.2015.07.005>
34. Cao J, Xie SQ, Das R, Zhu GL. Control strategies for effective robot assisted gait rehabilitation: The state of art and future prospects. *Med Eng Phys [Internet]*. 2014;36(12):1555–66. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2014.08.005>
35. Druzicki M, Guzik A, Przysada G, Kwolek A, Brzozowska-Magoń A. Efficacy of gait training using a treadmill with and without visual biofeedback in patients after stroke: A randomized study. *J Rehabil Med*. 2015;
36. Kang H, Kim Y, Chung Y, Hwang S. Effects of treadmill training with optic flow on balance and gait in individuals following stroke : randomized controlled trials. 2011;
37. Lunenburger L, Colombo G, Riener R, Lünenburger L, Colombo G, Riener R. Biofeedback for robotic gait rehabilitation. *J Neuroeng Rehabil [Internet]*. 2007;4(1):1. Available from:

<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=1790897&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>  
<http://www.jneuroengrehab.com/content/4/1/1>

38. DIH; MOTEK;FYSIOROADMAP. <https://www.hocoma.com/>.
39. Colombo, Gery; Joerg M. Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis. *J Rehabil Res Dev*. 2000;37:693–700.
40. Gor-García-Fogeda MD, Cano De La Cuerda R, Carratalá Tejada M, Alguacil-Diego IM, Molina-Rueda F. Observational gait assessments in people with neurological disorders: A systematic review. *Arch Phys Med Rehabil*. 2016;97(1):131–40.
41. Swinnen E, Beckwée D, Meeusen R, Baeyens J-P, Kerckhofs E. Does robot-assisted gait rehabilitation improve balance in stroke patients? A systematic review. *Top Stroke Rehabil* [Internet]. 2014;21(2):87–100. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24710969>
42. Sanz MY, Aldatz FB, Chimowitz M, Tong FC, Ortiz HB, Turan T. Enfermedad cerebrovascular. 2006;159–200.
43. Goldstein LB. Chapter 66 Stroke recovery and rehabilitation. *Handb Clin Neurol*. 2008;94:1327–37.
44. Freitas GRDE, Christoph DDEH, Bogousslavsky J. Topographic classification of ischemic stroke. 2009;93.
45. Eng JJ, Fang Tang P. Gait training strategies to optimize walking ability in people with stroke: A synthesis of the evidence. *Expert Rev Neurother*. 2007;7(10):1417–36.
46. Michael KM, Allen JK, MacKo RF. Reduced ambulatory activity after stroke: The role of balance, gait, and cardiovascular fitness. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005;86(8):1552–6.

47. Reisman DS, Kesar TM, Perumal R. Time course of functional and biomechanical improvements during a gait training intervention in persons with chronic stroke. *J Neurol Phys Ther.* 2014;37(4):159–65.
48. Newman AB, Simonsick EM, Naydeck BL, Boudreau RM, Kritchevsky SB, Nevitt MC, et al. Association of Long-Distance Corridor Walk Performance With Mortality , Cardiovascular Disease , Mobility Limitation , and Disability. 2018;295(17):2018–26.
49. Patterson SL, Forrester LW, Rodgers MM, Ryan AS, Ivey FM, Sorkin JD, et al. Determinants of Walking Function After Stroke: Differences by Deficit Severity. *Arch Phys Med Rehabil.* 2007;88(1):115–9.
50. Hsu AL, Tang PF, Jan MH. Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild to moderate stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003;84(8):1185–93.
51. OMS. Clasificación internacional del funcionamiento de la discapacidad y de la salud: CIF. 2001. 258 p.
52. De Quervain IA, Simon SR, Leurgans S, Pease WS, McAllister D, Kramers De Quervain IA. Gait pattern in the early recovery period after stroke. *J Bone Jt Surg [Internet].* 1996;78(10):1506–14. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8876578> <http://jbjs.org/data/Journals/JBJS/745/JBJA0781015060.pdf>
53. Druzicki M, Kwolek A, Depa A, Przysada G. The use of a treadmill with biofeedback function in assessment of relearning walking skills in post-stroke hemiplegic patients - A preliminary report. *Neurol Neurochir Pol.* 2010;
54. Beyaert C, Vasa R, Frykberg GE. Gait post-stroke: Pathophysiology and rehabilitation strategies. *Neurophysiol Clin [Internet].* 2015;45(4–5):335–55. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.neucli.2015.09.005>

55. Balaban B, Tok F. Gait Disturbances in Patients With Stroke. *PM R.* 2014;6:635–42.
56. Perry J, Garrett M, Gronley JK, Mulroy SJ. Classification of walking handicap in the stroke population. *Stroke.* 1995;26(6):982–9.
57. Sheffler LR, Chae J. Hemiparetic Gait. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America.* 2015.
58. Nadeau, Sylvie; Arsenault B. Analysis of the clinical factors determining natural and maximal gait speeds in adults with a stroke. *Am J Phys Med Rehabil.* 1999;78(2):123–30.
59. Dickstein R. Rehabilitation of Gait Speed After Stroke: A Critical Review of Intervention Approaches. 2008;
60. Schmidt, Richard; Lee T. *Motor Control and Learning: a behavioral emphasis.* Quinta. Estados Unidos; 1998. 581 p.
61. Robertson JV, Roby-Brami A. Augmented feedback, virtual reality and robotics for designing new rehabilitation methods. In: *Rethinking Physical and Rehabilitation Medicine.* 2010. p. 223–45.
62. Salmoni a W, Schmidt R a, Walter CB. Knowledge of results and motor learning: a review and critical reappraisal. *Psychol Bull.* 1984;95(3):355–86.
63. Liebermann DG, Buchman AS, Franks IM. Enhancement of motor rehabilitation through the use of information technologies. *Clin Biomech.* 2006;21(1):8–20.
64. Hasegawa N, Takeda K, Sakuma M, Mani H, Maejima H. Gait & Posture Learning e f f e c t s of dynamic postural control by auditory biofeedback versus visual biofeedback training. *Gait Posture [Internet].* 2017;58(March):188–93. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.08.001>
65. *Stroke Rehabilitation Using Virtual Environments.* Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America. 2015.

66. Al ET. El examen mental abreviado ( Mini-Mental State Examination ) como prueba de selección para el diagnóstico de demencia : estudio poblacional colombiano. 2000;30(5):428–32.
67. van Bloemendaal M, van de Water ATM, van de Port IGL. Walking tests for stroke survivors: a systematic review of their measurement properties. *Disabil Rehabil* [Internet]. 2012;34(March):2207–21. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22583082>
68. Ellenore Palmer A, Matlick D, Richman S. *Clinical Review*. 2015;10–5.
69. Shumway-Cook A, Brauer S. Research report predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the timed up & go test. *Phys Ther*. 2000;80:896–903.
70. Nagano K, Hori H, Muramatsu K. A comparison of at-home walking and 10-meter walking test parameters of individuals with post-stroke hemiparesis. *J Phys Ther Sci* [Internet]. 2015;27(2):357–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25729167>  
<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC4339137>
71. Geerse DJ, Coolen BH, Roerdink M. Kinematic validation of a multi-Kinect v2 instrumented 10-meter walkway for quantitative gait assessments. *PLoS One*. 2015;10(10):1–15.
72. Mathias, S; Nayak U. Balance in elderly patients: the “Get-up and Go” test. *Arch Phys Med Rehabil*. 1986;67:387–9.
73. Podsiadlo D RS. The timed “Up & Go” : a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc*. 1991;39:142–8.
74. Chinsongkram B, Chaikereee N, Saengsirisuwan V, Horak FB, Boonsinsukh R. Responsiveness of the Balance Evaluation Systems Test (BESTest) in People With Subacute Stroke. *Phys Ther* [Internet]. 2016;96(10):1638–47. Available from:

<https://academic.oup.com/ptj/article-lookup/doi/10.2522/ptj.20150621>

75. Tsang CSL, Liao L-R, Chung RCK, Pang MYC. Psychometric properties of the Mini-Balance Evaluation Systems Test (Mini-BESTest) in community-dwelling individuals with chronic stroke. *Phys Ther* [Internet]. 2013;93(8):1102–15. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23559522>
76. Lobo MA, Moeyaert M, Baraldi Cunha A, Babik I. Single-Case Design, Analysis, and Quality Assessment for Intervention Research. *J Neurol Phys Ther*. 2017;
77. Horner RH, Carr EG, Halle J, McGee G, Odom S, Wolery M. The use of single subject research to identify evidence-based practice in special education. *Except Child*. 2005;71(2):165–91.
78. Ray DC. Single-case research design and analysis: Counseling applications. *J Couns Dev*. 2015;93(4):394–402.
79. Hulley S, Cummings S. Single-Subject Designs. In: *Designing Clinical Research* [Internet]. Cuarta Edi. 2001. p. 169–96. Available from: <http://www.dbpia.co.kr/Article/NODE02244157>
80. Kratochwill, T.R; Hitchcock J. Single-case design technical documentation. Retrieved from What Work Clear website. 20AD;(June):1–30.
81. Manterola C, Otzen T. Los Sesgos en Investigación Clínica. *Int J Morphol* [Internet]. 2015;33(3):1156–64. Available from: <http://www.scielo.cl/pdf/ijmorphol/v33n3/art56.pdf>
82. Nourbakhsh MR, Ottenbacher KJ. The statistical analysis of single-subject data: A comparative examination. *Phys Ther*. 1994;74(8):768–76.
83. Lane JD, Gast DL. Visual analysis in single case experimental design studies: Brief review and guidelines. *Neuropsychol Rehabil*. 2014;24(3–4):445–63.
84. Leuven KU. Randomization tests for multiple-baseline designs : An extension of the

- SCRT-R package. 2009;41(2):477–85.
85. Bulté, I; Onghena P. An R package for single-case randomization tests. *Behav Res Methods*. 2008;40(2):467–78.
  86. Huber PJ. R R Language. *Int Encycl Stat Sci*. 2011;
  87. Levin JR, Ferron JM, Gafurov BS. Comparison of randomization-test procedures for single-case multiple-baseline designs. *Dev Neurorehabil*. 2018;
  88. Bulté I, Onghena P. The Single-Case Data Analysis Package: Analysing Single-Case Experiments with R Software. *J Mod Appl Stat Methods [Internet]*. 2013;12(2):450–78. Available from: <http://digitalcommons.wayne.edu/jmasm/vol12/iss2/28>
  89. Gast DL. *Single Subject Research Methodology in Behavioral Sciences*. 1st ed. Taylor & Francis Group, editor. Georgia; 2010. 697 p.
  90. Mehrholz, J.; Thomas, S; Elsner B. Treadmill training and body weight support for walking after stroke (Review). *Cochrane Database Syst Rev*. 2017;8:1–182.
  91. Gama GL, Celestino ML, Barela JA, Forrester L, Whittall J, Barela AM. Effects of Gait Training With Body Weight Support on a Treadmill Versus Overground in Individuals With Stroke. *Arch Phys Med Rehabil [Internet]*. 2017;98(4):738–45. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2016.11.022>
  92. Rose DK, Duncan PW, Azen SP, Sullivan KJ, Koradia CH, Tilson JK, et al. Meaningful Gait Speed Improvement During the First 60 Days Poststroke: Minimal Clinically Important Difference. *Phys Ther*. 2009;90(2):196–208.
  93. Shin J, Chung Y. Influence of visual feedback and rhythmic auditory cue on walking of chronic stroke patient induced by treadmill walking in real-time basis. *NeuroRehabilitation*. 2017;
  94. Druzicki M, Przysada G, Guzik A, Brzozowska-Magoń A, Kołodziej K, Wolan-Nieroda A, et al. The efficacy of gait training using a body weight support treadmill

and visual biofeedback in patients with subacute stroke: A randomized controlled trial. *Biomed Res Int.* 2018;

95. Archer DB, Kang N, Misra G, Marble S, Patten C, Coombes SA. Visual feedback alters force control and functional activity in the visuomotor network after stroke. *NeuroImage Clin.* 2018;

## 13 ANEXOS

### ANEXO 1: FORMATO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MANIZALES

FACULTAD DE SALUD

GRUPO DE INVESTIGACIÓN CUERPO Y MOVIMIENTO

FORMATO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA LA PARTICIPACIÓN

EN INVESTIGACIONES

#### INVESTIGACIÓN:

#### EFFECTO DEL FEEDBACK VISUAL SOBRE LA RECUPERACION DE LA MARCHA EN PERSONAS CON ECV

Ciudad y fecha: \_\_\_\_\_

Yo, \_\_\_\_\_ una vez informado sobre los propósitos, objetivos, procedimientos de intervención y evaluación que se llevarán a cabo en esta investigación y los posibles riesgos que se puedan generar de ella, autorizo a Karen Castro Medina, Stefany Santisteban Pertuz, investigadoras principales del proyecto y a Mónica Yamile Pinzón, docente de la Universidad Autónoma de Manizales, para la realización de los siguientes procedimientos:

1. Entrenamiento robótico de la marcha en Lokomat® con retroalimentación visual computarizada por un periodo de 4 semanas, 3 sesiones por semana con una duración entre 15 y 40 minutos.

2. Evaluación de la velocidad de la marcha antes, durante y después de la intervención y evaluación del balance durante la marcha antes y después de finalizar el protocolo de intervención.

Adicionalmente se me informó que:

- Mi participación en esta investigación es completamente libre y voluntaria, estoy en libertad de retirarme de ella en cualquier momento.

- No recibiré beneficio personal de ninguna clase por la participación en este proyecto de investigación. Sin embargo, se espera que los resultados obtenidos permitirán fortalecer el conocimiento e implementar medidas de mejoramiento que promuevan la calidad del cuidado, con estrategias de tratamiento rehabilitador basados en los principios del aprendizaje motor, fortaleciendo el conocimiento relacionado con el funcionamiento y la discapacidad desde la perspectiva de salud.
- Toda la información obtenida y los resultados de la investigación serán tratados confidencialmente. Esta información será archivada en papel y medio electrónico. El archivo del estudio se guardará en la Universidad Autónoma de Manizales bajo la responsabilidad de los investigadores.
- Puesto que toda la información en este proyecto de investigación es llevada al anonimato, los resultados personales no pueden estar disponibles para terceras personas como empleadores, organizaciones gubernamentales, compañías de seguros u otras instituciones educativas. Esto también se aplica a mi cónyuge, a otros miembros de mi familia y a mis médicos.

Hago constar que el presente documento ha sido leído y entendido por mí en su integridad de manera libre y espontánea.

\_\_\_\_\_

Firma

HUELLA

Documento de identidad \_\_\_\_\_ No. \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ Huella Índice derecho

Proyecto aprobado por el comité de Bioética de la UAM, según consta en el acta No 080 de 09 de 2018

**ANEXO 2 PROTOCOLO DE SEGURIDAD PARA PACIENTES EN  
INVESTIGACIÓN**



*UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MANIZALES*

*COMITÉ DE BIOÉTICA*

***PROTOCOLOS PARA EL MANEJO DE PERSONAS CONCLUDIDAS EN LA INVESTIGACIÓN***

***Nombre de la investigación: EFECTO DEL FEEDBACK VISUAL SOBRE LA RECUPERACION DE LA  
MARCHA EN PERSONAS CON ECV***

***Investigadores: Karen Castro Medina, Stefany Santisteban Pertuz***

<b><i>FASES Y PORCEDIMIENTOS A REALIZAR</i></b>	<b><i>POSIBLES RIESGOS A LOS QUE SE EXPONEN LOS PACIENTES</i></b>	<b><i>ACCIONES QUE SE IMPLEMENTARÁN PARA MINIMIZAR LOS RIESGOS</i></b>	<b><i>EVIDENCIAS CIENTÍFICAS QUE DEMUESTRAN QUE LAS ACCIONES A IMPLEMENTAR TIENEN SUSTNTO TEÓRICO</i></b>
Entrevista a los participantes para caracterización sociodemográfica	No se exponen a riesgo alguno debido a que solo se llevará a cabo una entrevista, para identificar las características sociodemográficas y clínicas de las personas con antecedentes de evento cerebrovascular.	Las entrevistas se llevarán a cabo en la Clínica Universidad de La Sabana donde los participantes usualmente asisten a los procedimientos realizados por el equipo de salud y se les pedirá que permanezcan en	Universidad de Chile. Centro de Estudios Interdisciplinario de Bioética. Roberto Mancini Rueda.

	Sin embargo, se mantendrá oculta su identidad y se respetará su decisión de responder o no frente a la encuesta.	sedente mientras se realiza la entrevista	
Aplicación de pruebas en la línea de base y de intervención de las variables de estudio	<p>Se realizará la evaluación.</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• El riesgo puede ser pérdida del balance durante la ejecución de las actividades</li> <li>• Caída</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Acompañamiento de los participantes durante el desarrollo de las actividades terapéuticas planteadas.</li> <li>• Se excluyen individuos que no puedan tener una actividad independiente o personas con límite cognitivo.</li> <li>• Se deben mantener las gafas o lentes puestos durante las pruebas en caso de ser necesario.</li> <li>• No deben participar de la evaluación personas bajo efectos de medicamentos sedantes o hipnóticos.</li> <li>• Mantener una iluminación adecuada.</li> </ul>	República de Colombia. Ministerio de Salud y Protección social. Procesos para la prevención y reducción de la frecuencia de caídas. Paquetes instruccionales. Guía Técnica “Buenas Prácticas para la seguridad del paciente en atención en salud”

		<ul style="list-style-type: none"> <li>• Asegurar sus dispositivos de ayuda si es necesario.</li> <li>• Mantener el orden del lugar.</li> <li>• No deambular mientras el piso este mojado.</li> <li>• Realizar la evaluación con calzado adecuado.</li> </ul>	
Aplicación de la intervención para la línea de intervención	<p>La intervención para el grupo experimental está compuesta por 4 semanas en las que se incluyen 3 sesiones, cada sesión comprendida entre 15-30 minutos de duración, de entrenamiento de marcha con sistema robótico con suministro de feedback visual.</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• El riesgo puede ser pérdida del balance durante la ejecución de las actividades durante el traslado al equipo o ajuste de las órtesis</li> <li>• Caída</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Acompañamiento de los participantes durante el desarrollo de las actividades terapéuticas planteadas.</li> <li>• Ídem</li> <li>• Se debe hacer toma de signos vitales al inicio y al final de cada sesión.</li> <li>• El grupo de investigación estará en la obligación de proporcionar información relacionada con la naturaleza, duración, propósito y método usado durante la práctica, describir las posibles molestias,</li> </ul>	<p>Ídem</p> <p>Acevedo I. Aspectos éticos en la investigación científica. Ciencia y enfermería. 2002. 8(1): 15-18</p> <p>Sáenz D. Protocolos para la investigación clínica: aspectos prácticos para su preparación. fármacos 2005, 18: 1-2</p>

		<p>inconvenientes y efectos en la salud.</p> <ul style="list-style-type: none"><li>• Se debe especificar en la firma del consentimiento informado los posibles eventos adversos, relacionados con la duración, la intensidad y la frecuencia de la intervención.</li></ul>	
--	--	--	--

## ANEXO 3 TABLA DE RECOLECCION DE DATOS VARIABLES

### SOCIODEMOGRAFICAS Y CLINICAS



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MANIZALES

FACULTAD DE SALUD

GRUPO DE INVESTIGACIÓN CUERPO - MOVIMIENTO

MAESTRÍA EN NEUROREHABILITACIÓN

Nombre de la investigación: EFECTO DEL FEEDBACK VISUAL SOBRE LA RECUPERACION DE LA MARCHA EN PERSONAS CON ECV

Variables sociodemográficas	
Nombre	
Edad (años)	Teléfono (celular)
Sexo	Femenino: Masculino:
Estado civil	1 -Soltero: 2 -Casado: 3- Divorciado: 4- Viudo: 5- Unión libre: 6- Otro:
Nivel educativo	1-Primaria 2-Secundaria 3-Técnico/tecnológico 4-Universitario 5-Pos-grado
Estrato socioeconómico	1

	2 3 4 5 6
<b>Variables clínicas</b>	
<b>Tipo de ECV</b>	<b>Hemorrágico</b> <b>Isquémico</b>
<b>Tiempo de evolución (meses)</b>	
<b>Distribución</b>	<b>Hemiparesia derecha</b> <b>Hemiparesia izquierda</b>
<b>Estado Mental (Minimental)</b>	

Nombre y apellido del encuestador:

\_\_\_\_\_

Firma: \_\_\_\_\_

**ANEXOS 4 TABLA DE RECOLECCION DE DATOS VARIABLES ESTUDIO**



**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MANIZALES**

**FACULTAD DE SALUD**

**GRUPO DE INVESTIGACIÓN CUERPO - MOVIMIENTO**

**MAESTRÍA EN NEUROREHABILITACIÓN**

**Nombre de la investigación: EFECTO DEL FEEDBACK VISUAL SOBRE LA RECUPERACION DE LA MARCHA EN PERSONAS CON ECV**

Nombres y apellidos:		
Cedula de ciudadanía		Teléfono:

<b>TEST DE MARCHA 10 METROS</b>				
<b>Fecha</b>	<b>Velocidad de la Marcha</b>	<b>Velocidad de la Marcha</b>	<b>Velocidad de la Marcha</b>	<b>Promedio</b>
	<b>Ensayo 1</b>	<b>Ensayo 1</b>	<b>Ensayo 1</b>	

<b>TIMED GET UP AND GO</b>		
<b>Fecha</b>	<b>Tiempo</b>	

**ANEXOS 5 PROTOCOLO DE ADAPTACION Y MONTAJE DE LOS  
PARTICIPANTES AL LOKOMAT®**

**Objetivo:** Evaluar el efecto del feedback visual en la recuperación de la marcha en 5 personas con antecedentes de enfermedad cerebrovascular de cualquier etiología.

**Tiempo total:** 4 semanas, se realizará entrenamiento robótico de marcha asistida tres veces por semana por un tiempo comprendido entre 15 y 30 minutos por sesión.

**Contraindicaciones:** Enfermedades graves como enfermedad cardíaca o hipertensión arterial no controlada, historia de lesiones traumáticas en tronco y miembros inferiores (fracturas, luxaciones, dismorfismos), trastornos circulatorios agudos en miembros inferiores, peso mayor a 130 Kg y discrepancia en la longitud de miembros inferiores mayor de 3cm

ACTIVIDAD	DESCRIPCION
Toma de signos vitales	Tomar y registrar tensión arterial, frecuencia cardíaca, saturación de oxígeno
Introducir datos del participante	Software Lokomat
Toma de medidas	Tomar medida: longitud de fémur punto medio entre el reborde superior e inferior del trocánter hasta la línea articular de la rodilla que debe corresponder con el borde inferior de la rótula. Línea articular de la rodilla hasta el piso (si existe una diferencia mayor a 2cm entre las extremidades inferiores que no se encuentre corregidas con órtesis no se puede iniciar sesión en el Lokomat®)
Acoplamiento al Lokomat®	Seguir protocolo paso a paso – Material ortopédico, preparación del equipo y marcha segura  MATERIAL ORTOPEDICO  <ol style="list-style-type: none"> <li>1. Elegir la talla del arnés, correas para las piernas y/o pañal</li> <li>2. Elegir la talla de los brazaletes (superior: una mano por encima de la rótula, medio: una mano por debajo de la rótula gastrocnemios. Inferior una mano por encima de maléolo externo.</li> <li>3. Elegir correa para pecho</li> <li>4. Dejar al paciente en posición cómoda y seguro</li> </ol>

	<p><b>PREPARAR EL EQUIPO</b></p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. Elegir cojín posterior y pélvico</li> <li>2. Preparar el equipo con aditamentos (brazaletes en los brackets, reposapiés y cojines)</li> <li>3. Introducir datos de longitud de MMII, arnés, cojín, cinturones de MMII y/o pañal y numero de brazaletes en el sistema</li> <li>4. Ajustar la longitud de las ortesis robóticas, fémur (numero) y tibia (letra)</li> <li>5. Colocar el arnés (punto de referencia línea mamaria) y correas</li> <li>6. Fijar y levantar al paciente al sistema de soporte</li> <li>7. Colocar el equipo al paciente (cerrar el equipo ajustar perillas posteriores y bajar el equipo)</li> <li>8. Buscar trocánter y alinear con los cojinetes (2 dedos por encima)</li> <li>9. Ajuste de cadera (comprimir no más de 1/3 del cojín)</li> <li>10. Colocar el cinturón al paciente</li> <li>11. Colocar los ganchos de las ortesis robóticas al arnés del paciente</li> <li>12. Colocar los brazaletes y ajustar (de arriba abajo) Alienación sagital (por detrás del paciente, extensión de rodilla, ajustar línea proyectada con línea media de la extremidad del paciente al final debe caer entre maléolo y tendón de Aquiles. Comprobar flexión y extensión de rodilla) y coronal (cuidar el valgo y el varo de rodilla, evitando que los brazaletes choquen entre sí. Base de sustentación lo más estrecha posible, a nivel de maléolos la distancia debe ser de un puño)</li> <li>13. Soporte de los pies (base de los metatarsos), alienar cuello de pie en neutro o si lo requiere dejar en algo de Dorsiflexión</li> <li>14. Meter datos de brazaletes y datos de braquets sagitales y coroneales</li> <li>15. Iniciar</li> <li>16. Leer y confirmar lista de comprobación</li> </ol> <p><b>MARCHA SEGURA</b></p> <ol style="list-style-type: none"> <li>17. Confirmar dolor o molestia del paciente y corregir</li> <li>18. Confirmar correas de brazaletes y apoya pies</li> <li>19. Bajar al paciente sin carga de peso y dar “sincronizar” (si se desliza el pie significa que las ortesis robóticas van más rápido que la banda) (si el pie roza, la banda va más rápido que las ortesis robóticas)</li> </ol>
--	---

	20. Explicar al paciente lo que va a sentir
Aplicación entrenamiento para la línea de base y la línea de intervención	<p>Entrenamiento robótico</p> <p>Duración: progresivo mínimo 15 minutos, máximo: 30 minutos</p> <p>Velocidad: incremental hasta llegar al máximo tolerado por la persona</p> <p>Fuerza guía: Inicial 100% al 15% ajustada de acuerdo al tono muscular y la calidad de la marcha.</p> <p>Programar rango de giro y umbral de acuerdo a calidad de la marcha</p> <p>En la primera sesión se permite un soporte de peso no mayor al 40% y velocidad de la marcha en un promedio de 1.5 Km/hora con una duración no mayor a 15 minutos. En las siguientes sesiones la intensidad del entrenamiento incrementa progresivamente, cambiando la velocidad de la marcha, el porcentaje de soporte de peso y la duración del entrenamiento. La carga de peso se determina a través de la adecuada extensión de rodilla durante la fase de apoyo y balanceo terminal durante la fase de balanceo manteniendo velocidad de 1.5 Km/hora, cuando se determina el nivel de peso adecuado se incrementa la velocidad en 0.2km/hora en cada sesión hasta alcanzar un valor máximo de 3 Km/hora, cuando el paciente logra caminar de una forma adecuada a la máxima velocidad, se inicia la reducción en el soporte de peso que va desde 5-10% por cada sesión. Con respecto a la fuerza guía (asistencia del Lokomat® para la marcha), se irá reduciendo desde un 100% a 0 % dependiendo de la calidad de su ejecución de la marcha en altas velocidades. El objetivo final del entrenamiento de cada participante es caminar un total de 30 minutos, sin asistencia para el soporte de peso, velocidad de 3 km/hora con 0% de fuerza guía.</p>
Feedback visual (intervención)	<p>Proporcionar feedback visual representado en una gráfica lineal que se visibiliza en el monitor del paciente y el terapeuta, los cuales consisten en torques articulares que surgen entre la interacción del paciente y las órtesis, los cuales son 8 para un ciclo de paso: cadera derecha durante la fase de apoyo y balanceo, rodilla derecha durante la fase de apoyo y balanceo, cadera izquierda para la fase de apoyo y balanceo y rodilla izquierda para la fase de apoyo y balanceo.</p>
Finalizar entrenamiento	Retirar instrumentación y bajar al paciente el equipo
Tomar signos vitales	Tomar y registrar tensión arterial, frecuencia cardíaca, saturación de oxígeno

## **ANEXO 6 PROTOCOLO DE ENTRENAMIENTO DE MARCHA EN LOKOMAT®**

### **SIN FEEDBACK VISUAL**

Para el entrenamiento de marcha en el Lokomat®, los participantes fueron estabilizados en un arnés que hacía las funciones de soporte de peso. Durante la primera sesión se obtuvieron las medidas corporales y se ajustaron las órtesis para una correcta alineación, además de la familiarización de cada participante con el dispositivo. Todos los sujetos se entrenaron de forma inicial con cintas de apoyo hacia la dorsiflexión que permitían mayor libertad del movimiento durante la fase de balanceo de la marcha, cuando mejoró la fuerza y el control a este nivel, las tensiones de dichas cintas se reducían durante el entrenamiento o en algunos casos no se hizo uso de las mismas.

Cuando el dispositivo se ajustó con las medidas antropométricas de cada participante, el Lokomat® inició los pasos y después se instruyó al participante para que él lo realizara, el objetivo era mover las piernas con la menor asistencia del Lokomat®, en la primera sesión se permitía un soporte de peso no mayor al 40% y velocidad de la marcha en promedio de 1.5 Km/hora con una duración no mayor a 15 minutos. En las siguientes sesiones la intensidad del entrenamiento se incrementó progresivamente, cambiando la velocidad de la marcha, el porcentaje de soporte de peso y la duración del entrenamiento.

La carga de peso se determinó a través de la adecuada extensión de rodilla durante la fase de apoyo y balanceo terminal, durante la fase de balanceo se mantuvo una velocidad de 1.5 Km/hora, después de determinar el nivel de peso adecuado, se incrementó la velocidad en 0.2km/hora en cada sesión hasta alcanzar un valor máximo de 3 Km/hora, cuando cada participante logró caminar de forma adecuada a la máxima velocidad, se inició la reducción en el soporte de peso que iba desde 5-10% por cada sesión.

La fuerza guía (asistencia del Lokomat® para la marcha), se disminuyó desde un 100% a 0 % dependiendo de la calidad de la ejecución de la marcha a alta velocidad. El objetivo final

del entrenamiento para cada participante fue caminar un total de 30 minutos, sin asistencia para el soporte de peso, velocidad de 3 km/hora con 0% de fuerza guía.

## **ANEXOS 7 PROTOCOLO DE ENTRENAMIENTO DE MARCHA EN LOKOMAT® CON FEEDBACK VISUAL COMPUTARIZADO IMPLEMENTADO EN EL SISTEMA LOKOMAT®**

Adicional a lo descrito anteriormente, se sumó la retroalimentación visual (*feedback*) brindada por las órtesis robóticas, la cual fue basada en la interacción de los torques articulares, es decir entre la magnitud de los vectores de fuerza de la persona y la órtesis. Para este propósito las órtesis contaban con sensores que median la fuerza requerida por el usuario para mantener la trayectoria predefinida de la marcha. Las interacciones de la fuerza (participante y la órtesis) fueron transformadas *online* basados en la geometría de los sensores y el exoesqueleto. Los cambios en los torques dependían de la actividad muscular voluntaria del participante o de las contracciones involuntarias como, por ejemplo, el exceso de actividad refleja flexora.

Por definición, un torque positivo se medía cuando la persona y la órtesis estaban en dirección hacia la extensión y un torque negativo cuando este movimiento era adecuado hacia la flexión. Los torques se multiplicaron por su correspondiente carga de peso en cada articulación y en cada ciclo de la marcha dando como resultado una unidad de medida que se definió como unidades de *biofeedback* (Ilustración 2). El propósito de la función de carga de peso fue proveer un *feedback* positivo para los movimientos propositivos de la persona y negativo para movimientos involuntarios o incorrectos. Además, el sensor de carga mostró valores diferentes dependiendo del ciclo de la marcha; en el movimiento de mayor velocidad angular se realizó mayor carga de peso y en consecuencia el usuario debía realizar más esfuerzo. El promedio de la carga de peso en el ciclo de la marcha, fue el siguiente: 0-50% en la cadera para la fase de apoyo, 55-82% para la cadera en la fase de balanceo, 0-50% en

la rodilla para la fase de apoyo y 51-90% para la rodilla en fase de balanceo, estos promedios fueron compensados por los componentes pasivos de las órtesis robóticas (promedios de rango articular y fuerza guía).

Después de este procedimiento, los valores de *feedback* obtenidos fueron 8 para un ciclo de paso: cadera derecha durante la fase de apoyo y balanceo, rodilla derecha durante la fase de apoyo y balanceo, cadera izquierda para la fase de apoyo y balanceo y rodilla izquierda para la fase de apoyo y balanceo. Debido a la interacción de los torques y la carga de peso, las unidades del valor del *feedback* eran arbitrarias. El *feedback* se representó en una gráfica lineal que se visibilizó en el monitor del participante y el terapeuta.

El objetivo del individuo en cada intervención fue mejorar los valores de *feedback* representados en la gráfica que se le presenta durante cada sesión, como se ilustra a continuación.

