



ASTURIAS
CAMPUS DE EXCELENCIA
INTERNACIONAL

Análisis de la marcha patológica en pacientes con enfermedad de Parkinson

ESCUELA PROFESIONAL DE MEDICINA DE LA EDUCACIÓN
FÍSICA Y EL DEPORTE

Proyecto de Investigación Experimental y Trabajo Fin de
Máster en Biomedicina y Oncología Molecular

Alejandra Gabriela González Sanmamed

Junio 2012



Universidad de Oviedo
La Universidad de Asturias



Miguel Enrique Del Valle Soto, Doctor en Medicina y Cirugía por la Universidad de Oviedo y Director de la Escuela Profesional de Medicina de la Educación Física y el Deporte de la Universidad de Oviedo y

Gloria Velasco Cotarelo, Doctor en Ciencias Químicas por la Universidad de Oviedo, perteneciente al grupo de Biología Molecular del Cáncer del Instituto Universitario de Oncología del Principado de Asturias Obra social Cajastur

CERTIFICAN:

Que el trabajo presentado por Alejandra Gabriela González Sanmamed, titulado “Análisis de la marcha patológica en pacientes con enfermedad de Parkinson”, realizado bajo nuestra dirección, reúne a nuestro juicio las condiciones necesarias para ser admitido como Proyecto de Investigación Experimental y Trabajo Fin de Máster dentro del Máster en Biomedicina y Oncología Molecular de la Universidad de Oviedo.

Y para que así conste donde convenga, firman la presente certificación en Oviedo a 7 de Junio de 2012.

Vº Bº

Vº Bº

Fdo. Miguel Enrique Del Valle Soto
Director del Proyecto

Gloria Velasco Cotarelo
Director del Proyecto

Dedico este trabajo:

A mis padres, Manuel y Alicia
A mi hermana, Silvana
A mis abuelos, Francisco, Yolanda
Antonio, Antonia

quienes me han apoyado, ayudado,
animado y querido en todo momento.

Agradecimientos

El presente Trabajo Fin de Máster y Proyecto de Investigación Experimental es consecuencia del trabajo en equipo entre investigadores básicos y clínicos pertenecientes a los distintos servicios y departamentos de la Universidad de Oviedo.

Este trabajo de investigación no habría sido posible sin la dedicada contribución de cada una de estas personas.

A todos ellos agradezco su contribución y apoyo:

- Miguel Enrique Del Valle Soto, Doctor en Medicina y Cirugía por la Universidad de Oviedo, Director de la Escuela Profesional de Medicina de la Educación Física y el Deporte de la Universidad de Oviedo y Director de este Trabajo Fin de Máster y Proyecto de Investigación Experimental, por su amable dedicación, supervisión y asesoramiento, lo que me ha permitido la realización de este trabajo.
- Isabel Esteban León, Doctor en Medicina y Cirugía por la Universidad de Oviedo, por su ayuda constante, amabilidad, apoyo, dedicación y asesoramiento, y sin cuya ayuda no habría sido posible este trabajo.
- María Luisa Ruiz Fernández, Doctora en Medicina y Cirugía y Médico especialista en Medicina del Deporte, que me inició en el manejo de los instrumentos de análisis tridimensionales y quien en todo momento me brindo su ayuda, ánimo, orientación y apoyo.
- Alejandro Díaz Cantalejo, Diplomado en Magisterio Esp. Educación Física por la Universidad de Cádiz, Licenciado en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte por la Universidad de Valencia y Becario en Investigación de la Unidad de Biomecánica del Aparato Locomotor de la

Escuela de Medicina del Deporte de la Universidad de Oviedo, por ser un compañero de trabajo excelente que me ayudó en los primeros momentos de este proyecto en la búsqueda de bibliografía y manejo de los sistemas de análisis de datos, por su orientación y consejos.

Índice

Resumen.....	6
1. Introducción.....	7
1.1 La enfermedad de Parkinson y trastornos de la marcha	10
1.2 Fisiopatología de los trastornos de la marcha en pacientes con enfermedad de Parkinson	13
1.3 Parámetros utilizados en el estudio de la marcha.....	18
2. Objetivos.....	24
3. Material y Métodos.....	25
3.1 Selección y descripción de la muestra.....	25
3.2 Diseño.....	26
3.3 Equipo instrumental.....	27
3.4 Procedimiento.....	33
3.4.1 Sistema de captura de imágenes y plataforma de fuerzas.....	33
3.4.2 Protocolo.....	36
3.5 Tratamiento estadístico.....	37
4. Resultados y Discusión.....	38
5. Conclusiones.....	42
6. Bibliografía.....	44
7. Anexos.....	52

Resumen:

El trastorno de la marcha en la enfermedad de Parkinson (EP) es frecuente y es una de las principales causas de incapacidad.

La elevada complejidad de las alteraciones de la marcha en enfermos de Parkinson hace que su comprensión y tratamiento se beneficien de la utilización de instrumentos mediante los cuales, se pueda entender y analizar sus variaciones. Una visión global de todos aquellos factores intervinientes en el proceso de la marcha, contribuirá a un mejor tratamiento de estos pacientes siendo la terapia física un componente esencial para la mejora de la locomoción y rehabilitación de la marcha.

Por ello, en este estudio se pretende analizar la variación del patrón de la marcha en la enfermedad de Parkinson a través de un estudio cinemático de la misma, para el que se ha utilizado el sistema de análisis por fotogrametría, empleando un pasillo de marcha a través del cual se ha hecho caminar a sujetos sanos (grupo control) y pacientes parkinsonianos para observar si se producen modificaciones mediante el análisis tridimensional de la acción biomecánica y muscular durante el ciclo de la marcha.

El estudio demuestra que hay un patrón de marcha alterado y específico de la marcha parkinsoniana y se han obtenido datos que caracterizan un patrón concreto con disminución de la velocidad media, zancada y longitud de paso, manteniéndose la cadencia. Estos resultados obtenidos pueden servir como parámetros precisos para próximas intervenciones de investigación.

1. Introducción

Los trastornos de la marcha en pacientes con enfermedad de Parkinson son frecuentes y es una de las principales causas de incapacidad.

Las personas con dificultades para caminar tienen a menudo diferentes maneras de coordinar sus movimientos como consecuencia de sus limitaciones. Por ello, el análisis de la marcha permite entender aquellas patologías que afectan a la marcha y que le dan una entidad característica a cada enfermedad.

Cuando se analizan las variables de la marcha de forma cualitativa, el patrón de la marcha en la enfermedad de Parkinson (EP) se caracteriza generalmente por una disminución de la velocidad y de la longitud de zancada sumado a un aumento del tiempo en el apoyo bipodal (Blin et al., 1990; Bowes et al., 1992).

La cadencia es normal o incluso está algo aumentada para tratar de alcanzar una velocidad de marcha normal y existe, en este caso, una mayor variabilidad de la longitud de zancada (Blin et al., 1990).

Los movimientos articulares están reducidos, las caderas y rodillas se encuentran ligeramente flexionadas durante todo el ciclo de la marcha. Sin embargo, estas alteraciones no son específicas y también se presentan en otras marchas denominadas hipocinéticas, como la marcha en pacientes con hidrocefalia a presión normal, encefalopatía subcortical arteriosclerótica y otros trastornos de los lóbulos frontales (Zijlmans et al., 1996; Ebersbach et al., 1999; Stolze et al., 2001).

La alteración en la capacidad de la marcha es un factor de predicción del deterioro funcional. Por ello, este estudio pretende analizar y medir las alteraciones presentes en el patrón de marcha y acrecentar la relevancia que

presenta tanto para la investigación básica y aplicada como para la neurorrehabilitación al ser analizada mediante un sistema de análisis virtual como es el sistema CLIMA (Clinical Motion Analysis) que consiste en un sistema óptico de captura y análisis del movimiento automático, que proporciona de manera inmediata resultados en forma de curvas biomecánicas. Este sistema permite ver las capturas mediante una aplicación para vistas 3D, o imágenes reales de la acción realizada (González Jurado et al., 2011).

La marcha es tan sensible a la terapia que se podría evaluar y cuantificar el beneficio del tratamiento al poder valorar de forma cuantitativa los cambios que se producen en la marcha de un grupo de pacientes parkinsonianos después de un tratamiento específico.

Diferentes investigaciones (Tucker et al., 1998; Rellán et al., 1998; Leocani et al., 2007) se centran en estudiar patrones alterados en distintas patologías neurológicas utilizando el análisis de la marcha mediante diferentes medios para conseguir cuantificar los parámetros específicos de las diferentes fases de la marcha para cada tipo de patología.

Las patologías neurológicas suelen llevar consigo alteraciones motrices y en concreto modificaciones de la marcha por alteraciones del equilibrio, coordinación, tono muscular, parálisis y paresias, etc.

Se han llevado a cabo numerosos estudios con plataformas de fuerza en enfermos neurológicos, principalmente en parálisis cerebral infantil (Ramos, 2000), mielomeningocele, (Soria, 1991) hemiparesia y hemiplejia (Jahnke, 1995; Rellán, 1998), neuropatía diabética (Shaw, 1998) y vestibulopatía (Tucker, 1998).

Por ellos, nuestro interés en emplearlas en una enfermedad neurológica progresiva como es la EP y que cuenta con un patrón de marcha característico que puede ser evaluado.

En la actualidad, tanto neurofisiólogos y especialistas en rehabilitación como médicos rehabilitadores, fisioterapeutas y terapeutas ocupacionales están empezando a interesarse por la realidad virtual (RV) como una herramienta de estudio del control motor y para evaluar y tratar déficits motores; tales como el Accidente Cerebro Vascular (ACV) (Holden, 2002), la Esclerosis Múltiple (EM) (Baram and Miller, 2006; Fulk, 2005; Leocani, 2007), o la enfermedad de Parkinson (EP) (Albani et al., 2002).

El análisis de la marcha puede ser empleado como herramienta de rehabilitación o de evaluación. Se han descrito múltiples aplicaciones de la realidad virtual en la rehabilitación motora tanto en programas de entrenamiento del equilibrio y la postura (Kim et al., 1999), entrenamiento de la marcha (Fung et al., 2004), rehabilitación de funciones del miembro superior (Piron, et al., 2001), como en las terapias de tolerancia al ejercicio y al dolor (Steele et al., 2003).

Otros estudios describen este análisis de la marcha como herramienta de evaluación, el empleo de un entorno virtual para la evaluación de actividades de la vida diaria (AVD's) (Zhang et al., 2003) o la evaluación de negligencias visuales tras un ACV (Broeren et al., 2007).

Debido a que no existe mucha evidencia científica en el campo del análisis virtual de la cinemática de la EP, resulta interesante explorarlo y obtener datos cuantificables que nos permitan establecer un patrón definido de marcha para la Enfermedad de Parkinson.

1.1 La enfermedad de Parkinson y trastornos de la marcha

La enfermedad de Parkinson es un proceso degenerativo del sistema nervioso central que presenta como síntomas característicos el temblor y la pérdida de fuerza e incluye la existencia de trastornos de la marcha y de la postura. Esta enfermedad se enmarca dentro de los síndromes clínicos caracterizados por bradicinesia, rigidez, temblor e inestabilidad postural, en los cuales subyace una disfunción de la vía dopaminérgica nigro estriatal (Molina, 1998; Jankovic, 2007).

En el Parkinson se adquiere un patrón de marcha propio. En los miembros superiores destaca la disminución del braceo, así como una reducción característica de la amplitud del movimiento, esto es considerado como una de las primeras manifestaciones de la enfermedad. En los miembros inferiores aparece variabilidad temporal y espacial en la regularidad y la estabilidad de los parámetros de la marcha, con acortamiento de la longitud del paso, poca elevación de los pies del suelo con un consecuente arrastre, disminución de la velocidad o incremento a expensas de aumentar la cadencia más que la longitud del mismo. El resultado es un patrón de marcha típico del paciente con EP, la marcha festinante (Seco et al., 2011).

El estudio de la marcha ha interesado desde tiempos remotos y los métodos para su evaluación han avanzado mucho, se han perfeccionado y simplificado las técnicas para su análisis y se han desarrollado nuevas metodologías (análisis tridimensional mediante filmación con cámara de video, estudio de las fuerzas con plataforma dinamométrica y electromiografía para conocer la acción muscular durante las distintas fases del ciclo de la marcha) que permiten valorar los distintos parámetros de la marcha de forma objetiva y eficaz, apreciar los factores que pueden modificarla, diagnosticar alteraciones del patrón de marcha en diversas patologías y lesiones traumáticas, y realizar un control y seguimiento de pacientes para observar la evolución de los mismos (Sánchez-Lacuesta, 1993; Lafuente et al., 1999).

El origen del análisis del movimiento se remonta al zoopraxiscopio utilizado y creado por un fotógrafo llamado Eadweard Muybridge para proyectar movimientos secuenciales sobre una pantalla. En la Universidad de Pensilvania, Muybridge se dedicó a estudiar el movimiento en animales y humanos. Desde estos comienzos hasta la integración hoy en día de las matemáticas, la ingeniería, los avances en las técnicas instrumentales y de proyección de imágenes así como la evolución de la informática, se ha impulsado el estudio del análisis del movimiento humano más allá de la descripción básica y con un papel destacado en la toma de decisiones en el campo quirúrgico, de la rehabilitación, la ortopedia, la ergonomía y el funcionamiento atlético.

Ya desde 1900, Charles Ducroquet se interesa por el estudio del movimiento en la marcha normal y en las marchas patológicas. En el Hospital de San Juan de Dios de París mandó construir un pasillo de espejos que le permitía un estudio tridimensional y la observación de todos los segmentos corporales en Movimiento (Ramos Sánchez, 2000; Ducroquet et al., 1972). Así, describió los cambios que se producen en la marcha a causa de distintos factores y cómo se desarrolla la marcha desde su inicio en la infancia hasta la senectud. Ducroquet fue el primero que aplicó esta nueva técnica cinematográfica al estudio de la marcha normal y patológica (Ducroquet et al., 1972).

En 1916 Amar diseñó una pista dinamométrica que registraba fuerzas en cuatro direcciones: vertical, horizontal, lateral externa y lateral interna (Paul, 1998; Comín Comín et al., 1999).

Forstall en 1925 desarrolló un sistema para medir las presiones estáticas a través del tintado de la planta del pie (Comín Comín et al., 1999).

En 1944 en la Universidad de California destacan Eberhast e Inman por sus investigaciones electromiográficas. En 1945 crearon un laboratorio de análisis de marcha humana. Describieron los parámetros cinemáticos de la

marcha (Ramos Sánchez, 2000). Aportaron datos sobre rotación e inclinación de la pelvis y el tronco mediante la utilización de un equipo de cinematografía con el que grababan a los sujetos caminando de frente y de perfil (Ramos Sánchez, 2000; Paul, 1998).

En 1976 Scranton & McMaster utilizaron cristal líquido para realizar estimaciones analíticas de la distribución de presiones bajo el pie (San Gil Sorbet, 1991). En este sistema una cámara fotográfica registra imágenes captadas en sucesivos instantes. Las imágenes procesadas posteriormente permiten reconstruir el mapa de presiones en la planta del pie en cada instante. Este mismo año Arcan y Bull prepararon un sistema óptico utilizando una capa flexible compuesta en una de sus superficies por semiesferas que al ser comprimidas se deforman y generan una huella circular cuyo diámetro se halla en una relación conocida con la presión aplicada. Se obtienen unas imágenes que son susceptibles, mediante un equipo de vídeo o de forma directa, de tratamiento posterior con lo que queda determinado el mapa de presiones en la planta del pie (San Gil Sorbet, 1991; Comín Comín et al., 1999).

En 1981 Inman recopiló los conocimientos más actuales y novedosos sobre la marcha en ese momento en su libro: "Human Walking" (Inman, 1981; Ramos Sánchez, 2000; Merriman and Tollafield, 1995).

En 1983 Katoch utilizó plataformas de fuerza para medir las fuerzas de reacción dinámica del suelo en sentido vertical, anteroposterior y mediolateral expresado como porcentaje del peso del cuerpo, así como el centro de presiones bajo el pie (San Gil Sorbet, 1991).

Desde 1989, el Hospital de Chicago ha analizado la marcha patológica mediante CLIMA a 2000 niños con el fin de dirigir su intervención quirúrgica, ortopédica y terapéutica. Los niños presentaban desórdenes neuromusculares debidos en su mayoría a parálisis cerebral y espina bífida (Vankoski et al., 1999).

A finales de la década de los 80, aparecieron sistemas informáticos que permitieron importantes mejoras de los registros y análisis de los datos. Se desarrollan sistemas de baropodometría óptica y electrónica (Comín Comín et al., 1999).

En 1993 se desarrolló una plataforma compuesta por sensores piezo-resistentes que permitió medir las presiones plantares con una alta resolución y se desarrolla el PODOTRACK®, sistema sencillo para detectar anomalías de los apoyos plantares (Comín Comín et al., 1999).

La introducción de técnicas cada vez más sofisticadas y el diseño de programas informáticos que permiten el análisis de los datos obtenidos ha significado un gran progreso en el estudio de la deambulación y ha hecho posible llevar a cabo investigaciones muy precisas sobre cada una de las fases del ciclo de la marcha, tanto en sujetos sanos como en personas con distintas patologías o lesiones. (Sánchez–Lacuesta, 1993; San Gil Sorbet, 1991).

1.2 Fisiopatología de los trastornos de la marcha en pacientes con enfermedad de Parkinson

Los trastornos de la marcha del paciente con enfermedad de Parkinson, parecen ser consecuencia de la combinación de la bradicinesia, rigidez y alteraciones posturales en diferentes grados, así como de trastornos en la integración de información propioceptiva (Abbruzzese and Berardelli, 2003; Jacobs and Horak, 2006).

La relación entre las alteraciones observadas en la funcionalidad neuronal y los síntomas de la EP no está establecida con precisión debido a la complejidad de los circuitos implicados.

Los núcleos grises de la base del encéfalo participan por una parte en la generación y selección de las secuencias motoras que originan el movimiento secuencial y rítmico de la locomoción, y por otra, en la liberación de la inhibición tónica de regiones motoras del tronco del encéfalo (Young et al., 2002; Hamani et al., 2003).

Los estados con deficiencia de dopamina (DA) estriatal (por muerte de neuronas dopaminérgicas de la pars compacta de la sustancia negra que proyectan en el estriado), están en la base de los trastornos motores. Evidencias experimentales sugieren que el sistema dopaminérgico parece estar implicado en la marcha, ya que en modelos animales con primates en los que se ha inducido un parkinsonismo tóxico, se ha constatado alteración de la marcha y de la postura, similar a la observada en los pacientes con EP (Mitchell et al., 1989).

Según el modelo clásico de funcionamiento de los ganglios basales, el déficit de DA estriatal está asociado con el incremento de la actividad GABAérgica (inhibitoria) de los ganglios basales, específicamente el globo pálido interno (GPi) y la parte reticulada de la sustancia negra (SNpr) (Obeso et al., 2000). Los mecanismos por los cuales la deficiencia dopaminérgica conduce a esta incrementada actividad GABAérgica y por tanto inhibitoria, parecen ser dos. Por una parte, una reducción de la inhibición de las mencionadas estructuras por una vía directa a través del caudado y del putamen; y por otra, una excesiva excitación mediante una vía indirecta que involucra circuitos neuronales inhibitorios que parten del estriado al segmento externo del globo pálido (GPe) y el segundo que parte del GPe al núcleo subtalámico (NST) (Obeso et al., 2000; DeLong, 2003). El núcleo subtalámico (con proyecciones glutaminérgicas) excita al globo pálido interno (Gpi) y a la parte reticulada de la sustancia negra (SNpr).

En el estriado, las neuronas GABAérgicas de proyección al GPi y SNpr contienen fundamentalmente receptores dopaminérgicos tipo D1, mientras que en las neuronas que proyectan al GPe predominan los receptores D2. La DA

tiene diferentes efectos en esos receptores y por tanto en las dos subpoblaciones neuronales del estriado, excitando aquellas neuronas que expresan los receptores D1 (origen de la vía directa) e inhibiendo aquellas que expresan los receptores D2 (origen de la vía indirecta) (Obeso et al., 2000).

Cuando hay déficit de DA estriatal, como ocurre en pacientes con EP, parece que se produce un incremento de la actividad de la vía indirecta y con ello un incremento excesivo de glutamato en el GPi y SNpr, así como una reducción de la actividad de la vía indirecta, lo que desinhibe aún más la actividad del GPi y de la SNpr. El incremento de actividad de estas dos estructuras cuyas proyecciones son GABAérgicas conduce a una inhibición en sus áreas de proyección en el tálamo y en tronco encefálico. La excesiva inhibición talámica lleva a la supresión de sistemas motores corticales (con la consecuente rigidez y acinesia), mientras que las proyecciones descendentes inhibitorias al tronco del encéfalo conducen a las afectaciones en la marcha y la postura (Young and Penney, 2002; Hamani and Lozano, 2003; Ouchi et al., 2001).

La hiperactividad tónica de las estructuras GPi y SNpr interfieren por una parte en la secuencia temporal de un programa motor con la consecuente dificultad para iniciar el movimiento o cambiar de actividad (Young and Penney, 2002) y por otra con la iniciación del movimiento dependiente de la disminución de la inhibición tónica de las estructuras motoras del tronco del encéfalo que proyectando a la médula espinal permiten la iniciación voluntaria del movimiento (Chen and Lemon, 2004). Todo este proceso explica la pobreza de movimientos, la disminución de la amplitud de estos, así como la dificultad en su iniciación. Este modelo clásico tiene numerosas imprecisiones pero ha permitido generar hipótesis de investigación en el campo de la fisiopatología y el tratamiento de la EP.

En el paciente con EP los programas motores están intactos pero tiene dificultad para utilizarlos sin ayuda de algún desencadenante exógeno (Bloxham et al, 1984). Parece que uno de los problemas estaría en la dificultad para la ejecución automática de planes motores secuenciales previamente

aprendidos, a causa de los problemas de procesamiento de la información entre los ganglios basales y la corteza motora suplementaria, la cual ayuda a planificar el movimiento (Obeso et al., 2000; Granda et al., 2005). Evidencias experimentales sugieren la alteración de mecanismos centrales de programación motora de la marcha en estos pacientes, con posible participación de los núcleos grises de la base del cerebro, áreas tronco encefálicas con sus conexiones involucradas en la postura y la locomoción, como parece ser el núcleo pedúnculo pontino y la formación reticular pontina (Hamani et al., 2003; Lee et al., 2000).

Se ha sospechado la afectación de centros generadores de automatismo locomotor, a partir de la observación de la variabilidad de la longitud del paso que se percibe incluso desde fases iniciales de la enfermedad (Ebersbach et al, 1999). Esta afectación en la regulación de la longitud del paso parece estar relacionada con la elevada variabilidad de generación de fuerzas, con la alteración de los reflejos posturales, con alteraciones de la respuesta a la información sensorial (especialmente la propioceptiva), así como una alteración de las series internas del movimiento (Granda et al., 2006).

Se ha constatado pérdida de la actividad muscular programada, expresada por la disminución de la modulación de la actividad electromiográfica de los músculos extensores de la pierna en la fase de apoyo del ciclo de marcha, y con una coactivación y aumento de actividad del músculo tibial anterior durante la fase de balanceo de la extremidad (Crizzle and Newhouse, 2006). Por otra parte, se ha visto que estos pacientes tienen tendencia a la pérdida del apoyo plantígrado normal, lo que ha sido interpretado como un posible regreso a patrones inmaduros de locomoción (Forssberg and Johneis, 1984). Además, se ha observado que tienen dificultad para adaptar sus respuestas posturales a cambios en la superficie de apoyo (Selzer, 2006).

En estudios de neuroimagen funcional se ha comprobado, durante la marcha, una disminución de la captación de C11-CFT (marcador del transportador presináptico de DA para PET (positron emission tomography) en el núcleo caudado y en corteza órbita-frontal, lo cual es diferente a lo visto en

sujetos normales en los cuales la disminución ocurre en el putamen (Booij et al., 1999), y se ha interpretado como evidencia de que los cambios de activación a nivel del estriado participarían en la alteración de la marcha bradicinética.

La acinesia pudiera ser generada por la disfunción de circuitos trans-estriatales a causa de la afectación de la regulación de tónica que normalmente ejercen los tres sistemas dopaminérgicos mesencefálicos (nigroestriado, mesocortical y mesolímbico) y por otra parte se cree que pudiera estar relacionado con alteraciones del control noradrenérgico del locus ceruleus sobre el estriado (Selzer, 2006; Granda et al., 2005).

Evidencias experimentales confirman que en la corteza motora primaria y en el estriado de animales deficientes de DA aparece una excesiva actividad oscilatoria sincronizada a baja frecuencia que interfiere con el procesamiento normal de la información en los circuitos estriato-corticales y que en ratas deficientes de DA la estimulación eléctrica epidural de los cordones posteriores de la médula espinal a nivel dorsal, es capaz de restaurar la locomoción y abolir de manera efectiva esas oscilaciones aberrantes cortico-estriatales sincrónicas de baja frecuencia (Fuentes et al., 2009). La modulación del sistema dorsal-lemniscal pudiera incrementar la conducta motora como sugiere este estudio en el que se restauran la actividad locomotora en modelos de ratas deficientes de DA con la estimulación de los cordones posteriores de la médula espinal (Fuentes et al., 2009).

1.3. Parámetros utilizados en el estudio de la marcha

Debido a la falta de unanimidad en algunos de los parámetros que se utilizan para el estudio habitual y normal de la descripción de las fases normales de la marcha, parece existir últimamente un consenso por algunos autores para definir los parámetros más utilizados.

Ciclo de la marcha

Intervalo comprendido entre dos choques de talón sucesivos de un mismo pie (San Gil Sorbet, 1991) (Fig. 1). Un ciclo está formado por dos pasos. En una zancada cada pie pasa por una fase de apoyo y una fase de oscilación (Sánchez–Lacuesta, 1993).

El ciclo se mide en segundos y la duración de un ciclo es algo superior a un segundo. Para Lehman y de Lauter oscila entre $1,03 \pm 0,1$ segundos (Ramos Sánchez, 2000; Kottke, 1986).

Longitud de zancada

Es la distancia entre dos choques de talón consecutivos de un mismo pie. Se mide en centímetros o en metros (Sánchez–Lacuesta, 1993) (Tabla 1).

Lehman considera que es de aproximadamente 156 cm y la mitad para la longitud del paso (Kottke, 1986).

Longitud de paso

Distancia entre ambos pies cuando éstos contactan con el suelo (Sánchez–Lacuesta, 1993). Se mide en centímetros. La longitud del paso puede variar por influencia de diversos factores, por ejemplo la edad, sexo,

estatura, patologías, fatiga, transporte de carga, dolor, etc. (Ramos Sánchez, 2000).

Si la longitud del paso es normal e igual en ambos lados el ritmo de marcha será normal y armónico.

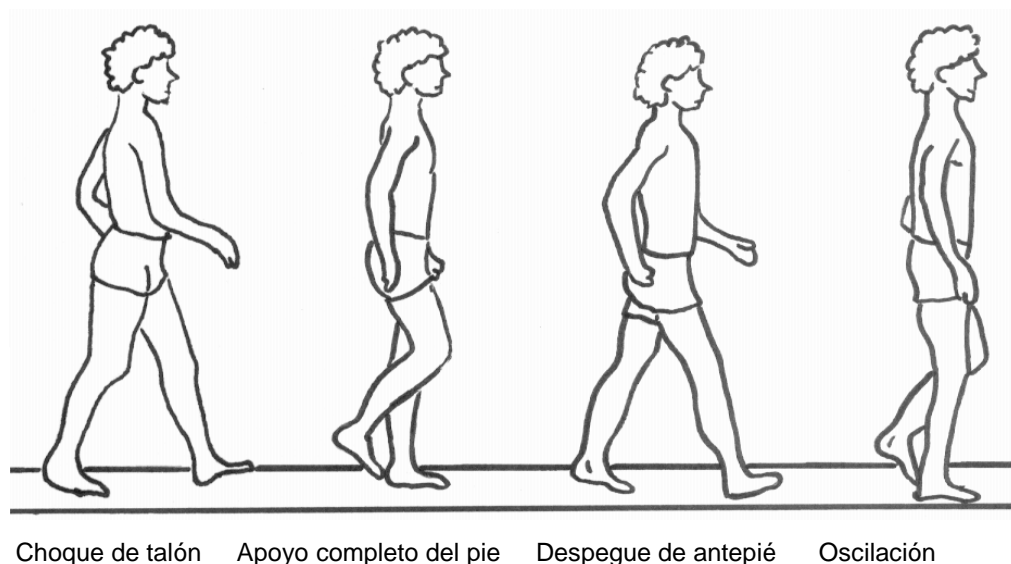


Fig. 1. Ciclo de la marcha

Velocidad de la marcha

Distancia que recorre el cuerpo hacia delante por unidad de tiempo. (Sánchez–Lacuesta, 1993). Se mide en centímetros o metros por segundo (Ramos Sánchez, 2000). La velocidad media adoptada espontáneamente por adultos sanos de entre 18 y 64 años, de ambos sexos puede variar entre 1,28 y 1,40 m/seg, si bien se observan diferencias según sexo y edad, como afirman Murray, Chao, Kadaba y Perry (Lafuente, 1999) (Tabla 1).

Cadencia de la marcha

Número de ciclos o pasos por unidad de tiempo (Ramos Sánchez, 2000). Se suele medir en ciclos o pasos por minuto. En un adulto la cadencia suele ser de unos 90 pasos/min., si la marcha es lenta la cadencia puede ser de unos

70 pasos/min. y en marchas rápidas puede alcanzar los 130-150 pasos/min. (Sánchez–Lacuesta, 1993) (Tabla 1).

	Velocidad (m/s)		Cadencia (p/min)		Longitud de la zancada (m)	
	Varón	Mujer	Varón	Mujer	Varón	Mujer
Murray (1964, 1970)	1,53	1,30	117	117	1,57	1,33
Chao (1983)	1,20	1,10	102	108	1,42	1,22
Kadaba (1990)	1,34	1,27	112	115	1,41	1,30
Perry (1992)	1,43	1,28	111	117	1,46	1,28

Tabla 1. Valores normales de distintos parámetros de la marcha

Cinemática de la marcha:

En el análisis cinemático de la marcha tiene una gran importancia el estudio de las variaciones angulares de las distintas articulaciones, cuya movilidad es imprescindible para el normal desarrollo de la deambulación (Sánchez–Lacuesta, 1993; Ramos Sánchez, 2000).

Movimientos de los miembros inferiores:

Pie y Tobillo:

Durante la marcha la bóveda plantar sufre deformaciones y sobrecargas que ponen en evidencia el papel amortiguador elástico de la bóveda (Sánchez–Lacuesta, 1993).

a. Articulación tibiotarsiana:

Cuando la extremidad inferior que se encuentra en oscilación está a punto de contactar con la superficie de apoyo a través del talón (Sastre Fernández,

1991), el tobillo se encuentra en posición neutra o en ligera dorsiflexión (Ramos Sánchez, 2000). En esta posición se produce el choque de talón. A continuación el resto del pie apoya sobre el suelo y la articulación del tobillo se coloca en flexión plantar de forma pasiva. En la fase de despegue se produce una flexión plantar activa (Kapandji, 2011). Durante la fase de oscilación se encuentra en posición neutra hasta un nuevo choque de talón (Lelièvre, 1993).

b. Articulación subastragalina:

Tras el contacto de talón el pie comienza un movimiento de eversión, cuyo máximo, de 4° a 6° se produce al comienzo de la fase media de apoyo, que corresponde al primer 14% del ciclo de la marcha. A partir de este momento, el movimiento cambia de dirección hasta la inversión máxima, que coincide con el 52% del ciclo. Vuelve a la posición neutra durante la oscilación (Ramos Sánchez, 2000).

c. Articulación mediotarsiana:

Se ha observado un movimiento de aplanamiento y recuperación del arco durante la marcha. El aplanamiento se produce en la fase media de apoyo y se recupera cuando se eleva el talón (Sánchez–Lacuesta, 1993; Ramos Sánchez, 2000).

d. Articulaciones metatarsfalángicas:

En el choque de talón estas articulaciones presentan unos 25° de flexión dorsal. Cuando se apoya todo el pie están en posición neutra y se recupera la flexión dorsal en el momento del despegue del antepié, unos 21° mientras los dedos permanecen en contacto con el suelo y puede aumentar hasta los 55° durante la fase de oscilación (Sánchez–Lacuesta, 1993; Ramos Sánchez, 2000; Lelièvre, 1993).

Rodilla:

La movilidad y estabilidad de la rodilla tienen una gran importancia en el patrón normal de marcha.

Durante la fase de apoyo, la rodilla es la responsable de la estabilidad del miembro y en la fase de oscilación su flexibilidad permitirá el avance de la extremidad (Sánchez-Lacuesta, 1993; Ramos Sánchez, 2000).

La rodilla durante la marcha realiza movimientos de flexión y extensión y recorre un arco articular de 0° a 70° (Sánchez-Lacuesta, 1993; Ramos Sánchez, 2000; Lelièvre, 1993).

En el choque de talón la rodilla se encuentra en ligera flexión de unos 5° aproximadamente (Sánchez-Lacuesta, 1993; Lelièvre, 1993). Cuando el pie se apoya por completo en el suelo la flexión de la rodilla es de unos 18° . Se va extendiendo y al final de la fase de apoyo vuelve a flexionarse hasta los 40° al inicio de la fase de oscilación y hasta 60° a 70° en la oscilación media. Posteriormente comienza a extenderse hasta los 2° a 3° de flexión (Sánchez-Lacuesta, 1993; Ramos Sánchez, 2000).

En el plano frontal se aprecia un ligero movimiento de abducción-aducción y en el plano sagital experimenta pequeños movimientos de rotación; la rotación interna se produce durante la fase de choque de talón, al comienzo de la oscilación y la rotación externa se produce al principio del apoyo unipodal y segunda fase de la oscilación.

La amplitud de los movimientos de rotación es de aproximadamente 13° (Ramos Sánchez, 2000).

Cadera:

En el plano sagital, la cadera presenta dos trayectorias de movimiento durante el ciclo de marcha; extensión durante el apoyo y flexión en la oscilación (Ramos Sánchez, 2000).

El rango total del movimiento de la cadera es de 40° a 50° (Sánchez–Lacuesta, 1993).

En el choque de talón la cadera se encuentra en flexión de 20° a 30°, va disminuyendo en el apoyo unipodal y se va extendiendo durante el despegue, momento en que se produce la extensión máxima, que se encuentra entre 10° a 15°. A partir de esta posición vuelve a flexionarse y alcanza su máximo valor en la mitad de la fase de oscilación de unos 35°. Posteriormente va disminuyendo hasta el momento del choque de talón (Ramos Sánchez, 2000).

En el plano frontal en el momento del choque de talón, existe una aducción de unos 10°, que va disminuyendo hasta 5° en la fase de respuesta a la carga. Llega a una angulación neutra en las fases media y final de apoyo y comienza la fase de oscilación con 5° de abducción (Ramos Sánchez, 2000).

En el plano transversal la extremidad inferior experimenta rotaciones. En el momento de contacto inicial existe una posición neutra, un máximo de rotación interna al final de la fase de apoyo monopodal y rotación externa máxima en el momento del despegue de los dedos. El rango de movimiento es de unos 8°, pero si a este valor se le suma la contribución pélvica en este plano, que es de unos 7°, se obtiene un total de 15° de rotación del muslo (Sánchez–Lacuesta, 1993; Ramos Sánchez, 2000).

2. Objetivos

La escasez de estudios globales que comparen los datos de la cinemática de la marcha de la enfermedad de Parkinson (EP) con individuos sanos hace que se considere oportuno investigar dicha marcha mediante el empleo de instrumentos adecuados, como los sistemas de análisis 3D, electromiógrafo y las plataformas dinamométricas.

El proyecto se centrará en demostrar que con el empleo de estos instrumentos, podemos estudiar cualquier tipo de movimiento y específicamente, la cinemática y los parámetros espaciotemporales de la marcha.

El Objetivo general es analizar la marcha parkinsoniana y sus cambios comparando sus parámetros cinemáticos con los de marcha normal (para sujetos de la misma edad) mediante el empleo de un sistema de fotogrametría 3D CLIMA.

Los objetivos específicos son:

- Analizar las alteraciones en la velocidad media, longitud de zancada, longitud de paso de los pacientes parkinsonianos.
- Determinar las posibles variaciones angulares de las articulaciones de tobillo, rodilla y cadera.
- Identificar si la cadencia está dentro de los parámetros de normalidad o aumentada con respecto a los sujetos normales.
- Evidenciar si las alteraciones del patrón de marcha en la enfermedad de Parkinson es un patrón propio de la patología o bien es una consecuencia del patrón de marcha del anciano.

3. Material y Métodos

3.1. Selección y descripción de la muestra.

El estudio se ha realizado en pacientes parkinsonianos del Servicio de Neurología del Hospital Universitario Central de Asturias (HUCA) siendo derivados hacia el servicio de Biomecánica de la Escuela Profesional de Medicina de la Educación Física y el Deporte lugar donde se efectúan las pruebas.

Los sujetos fueron diagnosticados de enfermedad de Parkinson en estadio I (escala Hoehn and Yahr) (Anexo 1).

Hasta el momento el estudio se realiza con la participación de 9 pacientes con EP del HUCA y 6 sujetos normales familiares de pacientes con EP. Entre los pacientes con EP se está estudiando el patrón de la marcha en 6 hombres y 3 mujeres y, la edad promedio de todos ellos es de 57 años.

Se establece contacto telefónico con los sujetos para acordar el día y horario en el cual se realizaran las pruebas.

El presente trabajo se desarrolla respetando la Carta de Helsinki para investigaciones en seres humanos y se solicita a los participantes el consentimiento informado.

Antes de comenzar con la primera prueba, se informa al sujeto que:

- Se trata de unas pruebas en las que se utilizan métodos no invasivos.
- El proceso lo captan cámaras infrarrojas y en ningún momento éstas registran la apariencia física.

- Las pruebas se pueden suspender en cualquier momento, en función de las necesidades del sujeto

Tanto grupo experimental como grupo control conocen en todo momento su condición de experimental y de control, respectivamente y aceptan participar en el experimento firmando un documento de consentimiento informado.

3.2 Diseño:

La metodología empleada consiste en una serie de pruebas que se pasan a describir a continuación a partir de los sistemas utilizados:

Durante la primera etapa del estudio se ha citado a los sujetos y se les ha explicado en qué consiste el estudio. Se les ha tomado datos básicos para completar una ficha (nombre, apellidos, edad, estatura, peso, si tomó la medicación antes de acudir a la prueba para diferenciar entre fase ON y OFF de la medicación). Posteriormente se les pide que firmen un consentimiento informado donde se detalla por escrito los términos en los que se realizan las pruebas y en qué consisten.

Antes de realizar las pruebas se realiza un recordatorio de lo hablado en la primera entrevista y se responde a todas las dudas que tenían.

A continuación se evalúa con los instrumentos de captura los movimientos de los sujetos y al finalizar se les comenta que pueden ser citados nuevamente en caso que se necesite repetir alguna de las pruebas o bien para mantener un contacto entre ambas partes.

En los últimos días se comenzó a volcar los datos aportados por el sistema CLIMA en una tabla Excel a partir de los cuales se realizara un análisis

estadístico cuando estén citados todos los usuarios que forman parte del estudio.

3.3. Equipo instrumental

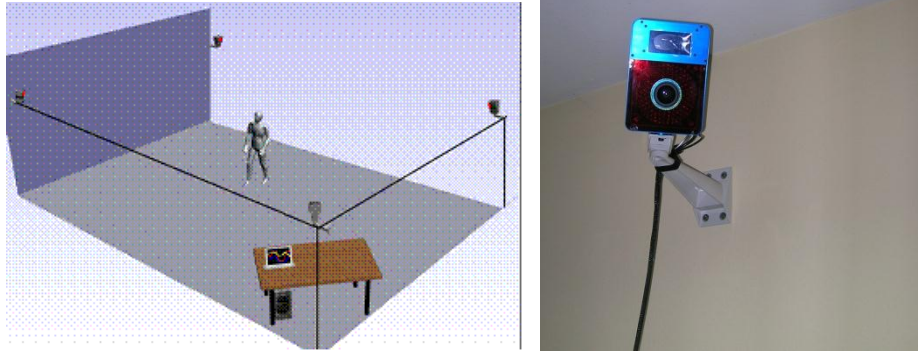
Para el estudio de los parámetros de la marcha empleamos los siguientes instrumentos:

- Sistema CLIMA (Clinical Motion Analysis) es un sistema de captura de imágenes en 3D. Este sistema consta de 4 cámaras infrarrojas que se colocan a una altura de 2 metros y que forman un cuadrado que deja un espacio suficiente en su interior para que el sujeto pueda desplazarse con total naturalidad (figuras 2 y 3).

Las cámaras son calibradas previamente para cada paciente para asegurar la total individualización de los registros (figura 4). El sistema va conectado a un ordenador en cuya pantalla se muestran los registros realizados por el mismo (figura 5).

Esta información se centra en los ángulos formados entre segmentos corporales, es decir, en los grados de movimiento obtenidos en cada articulación con una precisión de centésimas de segundo.

Las cámaras son capaces de capturar estos movimientos gracias a unos marcadores redondos y reflectantes que se colocan sobre la piel de los sujetos en los puntos anatómicos establecidos en los modelos del software.



Figuras 2 y 3. Cuatro cámaras JAI M50IR con resolución PAL. Frecuencia de filmación de 50 fotogramas por segundo. Ubicadas según se muestra en la imagen.



Figura 4. Fotografía de un niño con los marcadores reflectantes colocados y caminando por un casillo de marcha bajo sistema de captura del sistema CLIMA.

Dentro del área de captura del sistema CLIMA se colocan dos plataformas de fuerza conectadas al mismo ordenador en el cual se registran las fuerzas generadas por cada pie en tiempo real.

El programa utilizado para el tratamiento de la información aportada es WINDIGI. Para evitar cualquier alteración en la marcha de los pacientes, se utiliza una superficie sobreelevada bajo la cual se colocan las plataformas.

Esta se forra con una moqueta dando homogeneidad a la apariencia de la superficie de todo el espacio de captura. Únicamente se destaca una línea

discontinua, la cual rodea todo el espacio de captura y sirve como límite para los usuarios.

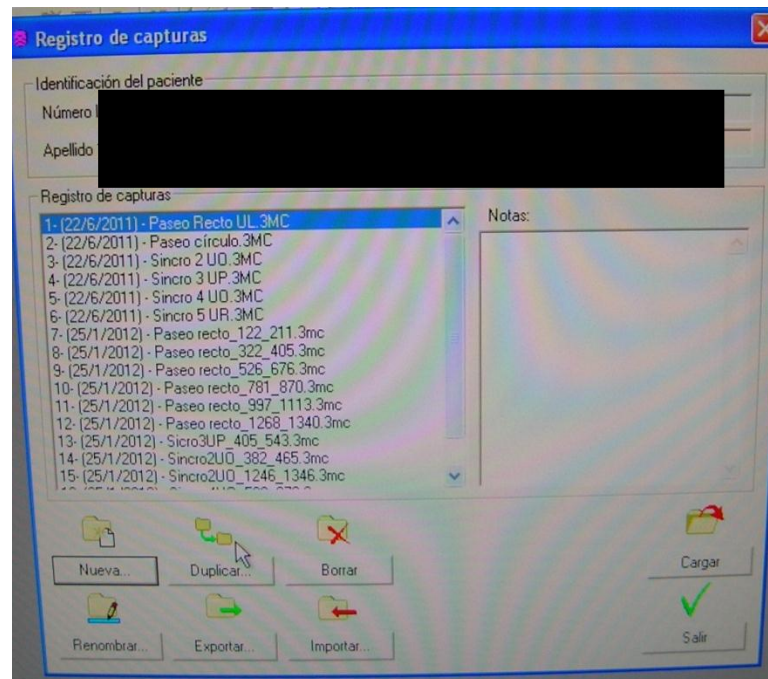


Figura 5. Registro de capturas del sistema CLIMA.

- Electromiógrafo de superficie “ME – 6000” con capacidad para ocho canales (figura 6).

El programa utilizado para el tratamiento de la información aportada es MEGAWIN.

La información obtenida en estos registros muestra una precisión de milésimas de segundo.

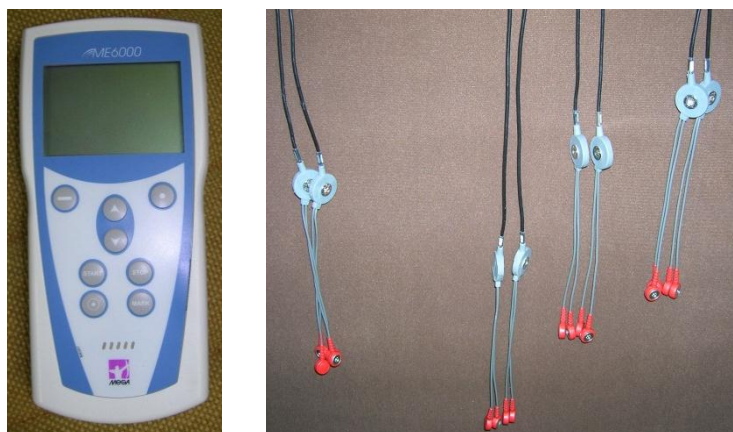


Figura 6. Fotografías del Electromiógrafo y de los electrodos empleados.

- Las plataformas dinamométricas son sistemas de análisis cinético del movimiento que permiten medir las fuerzas que el pie ejerce sobre el plano de apoyo durante la marcha, la carrera o el salto (Ramos, 2000; Collado, 2004).

Estas técnicas tienen su fundamento en la tercera ley de Newton – principio de acción – reacción – según el cual puede obtenerse el valor de una fuerza externa ejercida sobre una superficie al hallar la fuerza que origina, igual en magnitud y dirección, pero de sentido contrario. Toda fuerza aplicada sobre la plataforma dinamométrica producirá una señal eléctrica proporcional a la fuerza que se haya aplicado y que se proyectará en los tres ejes del espacio (x, y, z) (Merriman, 1995; Núñez, 1997).

Una plataforma dinamométrica es una superficie plana cuyo desplazamiento, debido a una fuerza, se puede medir. La plataforma ha de ser rígida, para que dicho desplazamiento resulte imperceptible a la persona que camina, corre o salta sobre la misma.

Para medir estos desplazamientos mínimos las plataformas han de estar equipadas con unos sensores (galgas extensiométricas, cristales piezoeléctricos) conectados a un sistema electrónico de amplificación y registro (Collado, 2004; Núñez, 1997).

Existen distintos tipos de plataformas de fuerzas; de cristales piezoeléctricos, de galgas extensiométricas, capacitativas, etc. Las plataformas dinamométricas de galgas extensiométricas están compuestas por una plataforma rígida de acero que está montada sobre cuatro columnas en las que se encuentran las galgas extensiométricas (Sánchez – Lacuesta, 1993; Núñez, 1997).

Cuando se ejerce presión sobre la plataforma se producen pequeñas tensiones sobre las columnas que la soportan y esto origina cambios sobre las galgas. La medición de esos cambios se utiliza para obtener la fuerza resultante en los tres ejes del espacio; asimismo, se puede determinar el punto de aplicación de dicha fuerza en cada momento del apoyo (Merriman 1995; Núñez, 1997).

Las plataformas dinamométricas piezoeléctricas (Figura 7) se basan en el mismo principio de cambio de resistencia eléctrica pero en su diseño se emplea material con propiedades piezoeléctricas, lo que tiene como consecuencia la creación de pequeñas cargas de electricidad estática dentro del material como respuesta a la presión ejercida (Sánchez – Lacuesta, 1993; Núñez, 1997).

La componente vertical es la de mayor magnitud y está relacionada con la gravedad (peso del cuerpo actuando sobre el pie). Al estudiar la gráfica de esta componente vertical (figura 8) se observa una curva con dos picos (choque de talón y empuje), el primero de ellos situado al inicio y el segundo al final de la gráfica, coinciden con las dos fases de doble apoyo que tienen lugar en cada ciclo de la marcha (Ramos, 2000; Sánchez, 1993; San Gil, 1991).

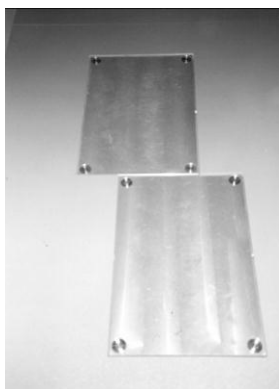


Figura 7: Fotografía de las plataformas dinamométricas empleadas en el estudio

Los valores que se registran en esos dos picos son superiores al peso del cuerpo y su magnitud se modifica con las variaciones de la velocidad. Entre ambos picos existe un valle que correspondería a la fase de apoyo monopodal o de apoyo del pie, en que todo el peso del cuerpo recae sobre la extremidad inferior apoyada en el suelo. Las fuerzas paralelas, anteroposterior y mediolateral son de menor magnitud y están originadas por las fuerzas de fricción entre el pie y el suelo (Sánchez–Lacuesta, 1993; Núñez, 1997).

La componente anteroposterior está representada por una curva que en su inicio indica la deceleración o frenado que se produce en el choque de talón y que alcanza su máximo valor en la fase de doble apoyo, posteriormente la fuerza disminuye hasta hacerse cero en el momento del apoyo monopodal, cuando el centro de gravedad se encuentra sobre el pie que soporta toda la carga, después se observa un nuevo pico en la gráfica que alcanza un valor máximo cuando se inicia la fase de apoyo bipodal (Ramos, 2000; San Gil Sorbet, 1991).

La componente mediolateral es la de menor magnitud. Indica las desviaciones laterales del pie durante la marcha. Su amplitud es mayor cuando aumenta la inestabilidad del sujeto (Ramos, 2000; Collado, 2004).

Por último, las fuerzas de torsión son aquellas que traducen los movimientos de rotación interna y externa de la extremidad inferior durante el proceso de deambulación (Ramos, 2000; Viladot, 1999).

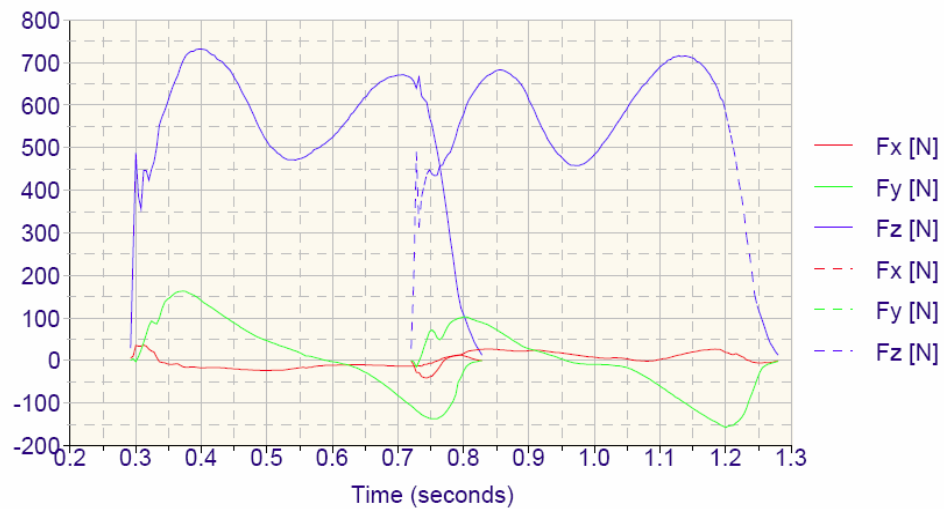


Figura 8. Gráfica de las fuerzas. En azul están representadas las fuerzas verticales, en verde las anteroposteriores y en rojo las mediolaterales.

3.4. Procedimiento

3.4.1. Sistema de captura de imágenes y plataforma de fuerzas.

En primer lugar se colocan los marcadores (figura 9) sobre la piel de los sujetos. Para ello, se utilizan pequeños trozos de “Velcro” adhesivos sobre los cuales, se colocan dichos marcadores.

El modelo utilizado para llevar a cabo el proceso es “modelo de tren inferior y tronco” (Anexo 2).

Los puntos de ambos hemisferios corporales en los que se colocan los marcadores para los protocolos 1 y 2 (no quirúrgicos y quirúrgicos respectivamente) son los siguientes:

- ❖ Quinto metatarsiano de cada pie.
- ❖ Punto medio posterior a la altura de los maléolos (tendón de Aquiles).
- ❖ 21 cm por encima de cada maléolo externo.
- ❖ Por encima del ligamento lateral externo de cada rodilla.
- ❖ “V” coincidiendo con las crestas ilíacas.
- ❖ 2ª vértebra lumbar.
- ❖ 5ª vértebra dorsal.
- ❖ 7ª vértebra cervical.
- ❖ Entre cada estiloides radial y cubital, por su cara dorsal.
- ❖ Por encima de cada epicóndilo.
- ❖ Hombro (cara posterior del acromion).



Figura 9. Marcadores reflectantes que se colocan sobre la superficie corporal

Posteriormente se colocan los electrodos del electromiógrafo. Se utilizan los ocho canales y se centran en el hemisferio corporal derecho. Los grupos musculares seleccionados son los siguientes:

- ❖ Bíceps braquial.
- ❖ Tríceps braquial.
- ❖ Pectoral mayor.
- ❖ Erector espinal.
- ❖ Glúteo mayor.
- ❖ Semitendinoso.
- ❖ Cuádriceps femoral (Vasto lateral).
- ❖ Gastrocnemio (Porción lateral).

Una vez colocados los marcadores y electrodos se deja que los usuarios se desplacen libremente por el espacio de captura (figura 10) durante un par de minutos para que se familiaricen con el mismo antes de empezar la primera prueba.

Antes de comenzar, a los usuarios se les aporta las siguientes instrucciones:

- No pueden sacar ninguna parte de su cuerpo de la superficie delimitada por las líneas discontinuas marcadas en el suelo.
- Tienen que caminar con la mayor naturalidad posible en cada una de las pruebas que se llevan a cabo.



Figura 10. Plataforma sobreelevada donde se encuentra el espacio de captura cuya superficie está delimitada por las líneas discontinuas marcadas en el suelo.

3.4.2 Protocolo

Caminar en línea recta desde un extremo al otro de una línea marcada en el suelo, justo en el centro del espacio de captura, partiendo de una posición de bipedestación con ojos abiertos.

Se indica al sujeto que se coloque frente a dicha línea y que comience a andar a partir del momento en el que se le dé la señal. Igualmente, se le informa que debajo de la moqueta hay dos plataformas dinamométricas, una para cada pie, y que es necesario que el peso del cuerpo recaiga sobre la plataforma correspondiente a cada pie utilizando como referencia la línea blanca marcada sobre la superficie del espacio de captura. También se le informa que, tras finalizar el recorrido, tiene que volver al punto de inicio sin

pisar las plataformas, rodeando el pasillo descrito cada vez por un lado (izquierdo y derecho).

En esta parte del estudio se pretende obtener información relacionada con la marcha en sí. Con el inicio de la captura se obtiene información sincronizada de las cámaras, del electromiógrafo y de las plataformas de fuerzas. El tiempo de captura se establece en 30 segundos, dejando posteriormente un tiempo de descanso suficiente para realizar la siguiente captura.

3.5. Análisis estadístico

El sistema calcula, mediante el software adaptado, la velocidad de la marcha, longitud de zancada, longitud de paso, cadencia, base de sustentación y duración de las fases del ciclo de la marcha: tiempo de apoyo, de avance y de doble apoyo. Además permite la medición de la amplitud del movimiento articular de pelvis, cadera, rodilla y tobillo. En este estudio se compara la amplitud del movimiento articular de cadera, rodilla y tobillo en el plano sagital.

Se utilizó para la comparación de variables entre grupos la prueba estadística de la t de student y la prueba de la t de student pareada cuando las medidas correspondían al mismo sujeto en diferentes condiciones de análisis. El grado de significación estadístico se determinó en valores de p de 0,05 o menores. Los valores expresados en el apartado de resultados representan la media de cada parámetro calculado.

4. Resultados y Discusión

Los pacientes con enfermedad de Parkinson presentaron una velocidad media de 0,83 m/s que resulta menor a la obtenida en los sujetos control (1,04 m/s), la longitud de zancada fue de 1,06 frente a 1,27 de los controles, la longitud del paso en los pacientes con EP fue de 0,53 respecto a 0,64 de los controles. La cadencia en los pacientes fue de 1,8 en los EP y de 1,86 (Fig.11).

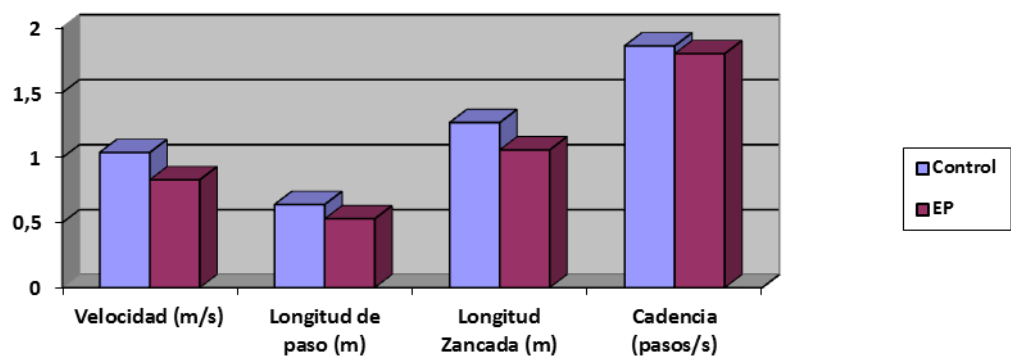


Fig 11. Comparación de los parámetros espaciotemporales de la marcha en un grupos control y grupo con pacientes con enfermedad de Parkinson en situación “on”. En las tres primeras gráficas se observan diferencias significativas entre ambos grupos (nivel de significación estadística: $p > 0,05$)

En cuanto a la duración de los tiempos de apoyo y avance no se observaron diferencias significativas motivo por el cual, no han sido reflejados en el presente apartado (Fig.12).

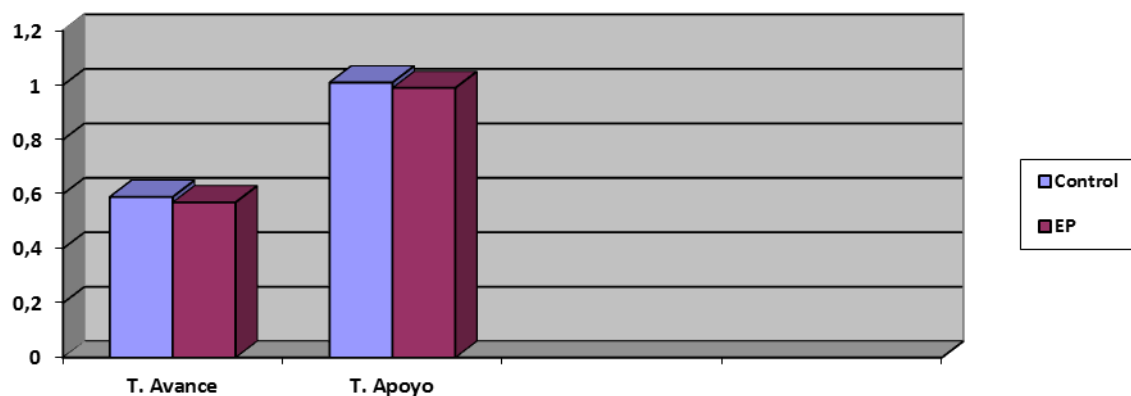


Fig 12. Comparación de los parámetros espaciotemporales de la marcha en un grupos control y grupo con pacientes con enfermedad de Parkinson en situación “on”. En las dos graficas no se observan diferencias significativas entre ambos grupos.

La amplitud de movimiento en el plano sagital determinó que hay una menor amplitud de movimiento en la cadera (41,69 respecto al control que fue de 47 grados y de rodilla de 54,11 grados frente a 60,4 del control. En cuanto a la amplitud articular del tobillo se determinó un valor de 19,69 para los enfermos de Parkinson y de 23 para los controles (Fig. 13).

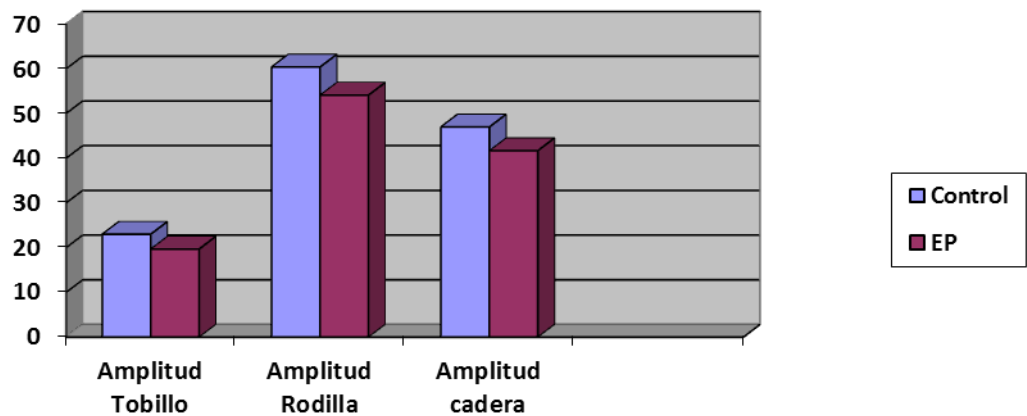


Fig. 13. Comparación de los parámetros cinemáticos de la marcha en un grupo control y grupo con pacientes con enfermedad de Parkinson en situación “on”. En las dos ultimas graficas muestran diferencias significativas entre ambos grupos (nivel de significación estadística: $p > 0,05$).

Luego de analizar los resultados obtenidos, se confirma que este estudio permite determinar, de forma cuantificada, los parámetros anormales de la marcha en pacientes con EP en comparación con la marcha de un grupo de individuos sanos de la misma edad.

Los resultados obtenidos hasta el momento coinciden con los descritos en estudios previos como los de Mirek, Rudzinska, Szczudlik y Melo Roiz (2007) entre otros. Los sujetos con EP presentan una disminución de la velocidad, longitud de zancada y longitud de paso, sin apreciarse cambios en la cadencia.

En este aspecto se coincide con Moreno Izco (2005) considerando que este mantenimiento de la cadencia se debe probablemente a un mecanismo para conseguir una velocidad adecuada, compensando la incapacidad de estos pacientes para generar una longitud de zancada normal. Sin embargo estamos en desacuerdo con Ster, Franklyn, Imms y Prestidge (1983) que afirman que el aumento en la velocidad media en los pacientes parkinsonianos se logra por un incremento en la cadencia, y nuestra observación y análisis cuantitativo nos demuestran que en ningún momento existe dicho incremento.

Las amplitudes de movimiento articular también se encontraron reducidas en los pacientes frente a los controles para las articulaciones de cadera y rodilla como también afirma en su estudio Melo Roiz (2009).

En el tobillo la diferencia de amplitudes no fue estadísticamente significativa, aunque sí la del ángulo máximo de flexión plantar, que fue menor en los pacientes con EP, lo que probablemente indique una disminución de la generación de fuerza para la flexión plantar, esto último coincide con estudios realizados por Morris (1999) mediante empleo de un estudio de marcha con inclusión de parámetros cinéticos y electromiográficos

El estudio confirmó que se mantienen unos parámetros propios de la enfermedad de Parkinson y que no están vinculados con la marcha propia del anciano.

Se corrobora que Clima sirve para cuantificar de forma concreta y precisa los diferentes parámetros en los trastornos de la marcha, lo cual permitirá utilizarlo como un instrumento muy útil para evaluar la eficacia de los distintos tratamientos específicos de diferentes enfermedades neurológicas.

Aún quedan por valorar muchos pacientes a fin de analizar con mayor exactitud estadística las variaciones del patrón de marcha parkinsoniana y revalidar las respectivas conclusiones a la que se han abordado hasta el momento.

5. Conclusiones:

Tras el análisis de los resultados y de la discusión adecuada con los datos existentes en la literatura, hemos llegado a las siguientes conclusiones:

1. Con la aplicación de los instrumentos adecuados es posible establecer un patrón característico de la marcha en pacientes con enfermedad de Parkinson.
2. El sistema de análisis empleado para este estudio de la marcha puede ser utilizado como un sistema perfectamente apto para el análisis de cualquier otro tipo de patología neurológica en la cual exista compromiso del sistema locomotor y de la marcha en particular.
3. En cuanto a los datos aportados por el sistema de fotogrametría tridimensional (CLIMA) nos han permitido establecer tanto un patrón de marcha parkinsoniana, como un patrón de marcha normal que han sido analizados y comparados entre sí para observar en donde se establecían las respectivas variaciones del patrón.
4. El análisis de las alteraciones en la velocidad media, longitud de zancada, longitud de paso de los pacientes parkinsonianos demostró que hay una reducción en cada una de ellas.
5. En la determinación de las posibles variaciones angulares de las articulaciones de tobillo, rodilla y cadera hemos apreciado una modificación en los rangos articulares de cadera y rodilla pero con un rango no estadísticamente significativo para el tobillo.
6. Los valores obtenidos en la cadencia de paso se mantienen dentro del rango de normalidad y que no aumenta con respecto a los sujetos normales.

7. Los datos obtenidos en este estudio y su posterior análisis hacen que estemos en condiciones de afirmar que las alteraciones del patrón de marcha en la enfermedad de Parkinson constituyen un patrón propio de la patología y que no son una consecuencia del patrón de marcha del anciano.

6. Bibliografía:

Abbruzzese G, Berardelli A. Sensorimotor integration in movement disorders. *Mov Disord* 2003;18:231-240.

Albani, G., Pignatti, R., Bertella, L., Priano, L., Semenza, C., Molinari, E., Mauro, A. Common daily activities in the virtual environment: a preliminary study in parkinsonian patients. *Neurol Sci.* 2002;23:49-50.

Baram, Y., & Miller, A. Virtual reality cues for improvement of gait in patients with multiple sclerosis. *Neurology.* 2006: 66:178-181.

Blin O, Ferrández AM, Serratrice G. Quantitative analysis of gait in Parkinson patients: increased variability of stride length. *J Neurol Sci.* 1990;98:91-97.

Bowes SG, Charlett A, Dobbs RJ, Lubel DD, Mehta R, O'Neill CJ, et al. Gait in relation to aging and idiopathic parkinsonism. *Scand J Rehabil Med.* 1992;24:181-186.

Bloxham BA, Mindel T.A, Frith C. Initiation and execution of predictable and unpredictable movement in Parkinson's disease. *Brain* 1984; 107: 371-384.

Broeren, J., Samuelsson, H., Stibrant-Sunnerhagen, K., Blomstrand, C., & Rydmark, M. Neglect assessment as an application of virtual reality. *Acta Neurol Scand.* 2007;116:157-163.

Booij J, Tissingh G, Winogrodzka A, van Royen E. Imaging of the dopaminergic neurotransmission system using single-proton emission tomography and positron emission tomography in patients with parkinsonism. *Eur J Nucl Med* 1999;26:171-182.

Chen R, Lemon R. Subthalamic nucleus and gait disturbance: interactions between basal ganglia and brainstem and spinal pathways? *Neurology* 2004;63:1150-1151.

Collado Vázquez S. Métodos de estudio de la marcha. En: Collado Vázquez S, Pérez García C, Carrillo JM. *Motricidad. Fundamentos y aplicaciones*. Madrid: Dykinson; 2004. 281-288.

Comín Comín M, Villarroya Aparicio A, Pérez García JM, Nerín Ballabriga S, Marco Sanz C. Análisis de las presiones plantares. *Técnicas y aplicaciones. Medicina de Rehabilitación*.1999;12: 22-30.

Crizzle AM, Newhouse IJ. Is physical exercise beneficial for persons with Parkinson's disease? *Clin J Sport Med* 2006;16:422-425.

DeLong MR. Ganglio basales. In: Kandel E, editor. *Principles of Neuroscience*. 2004;853-867.

Ducroquet Robert, Ducroquet Jean, D. Pierre. *Marcha normal y patológica*. Toray- Masson, S.A. Barcelona, 1972.

Ebersbach G, Sojer M, Valldeoriola F, Wissel J, Müller J, Tolosa E, et al. Comparative analysis of gait in Parkinson's disease, cerebellar ataxia and subcortical arteriosclerotic encephalopathy. *Brain*. 1999;122:1349-1355.

Elble R.J. Gait disorders. [CD - ROM] American Academy of Neurology 58th Annual Meeting 2006.

Forsberg H, Johnels B. Is parkinsonian gait caused by the regression to immature walking pattern? *Adv Neurol* 1984;40:375-379.

Fuentes R, Peterson P, Siesser WB, Caron MG, Nicoletis MA. Spinal Cord Stimulation restores locomotion in animal models of Parkinson's Disease. *Science* 2009;323:1578-1582.

Fulk, G. D. Locomotor training and virtual reality-based balance training for an individual with multiple sclerosis: a case report. *J Neurol Phys Ther.* 2005; 29: 34-42.

Fung, J., Malouin, F., McFadyen, B. J., Comeau, F., Lamontagne, A., Chapdelaine, S., Richards, C. L. Locomotor rehabilitation in a complex virtual environment. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.*2004; 7:4859-4861.

González Jurado, J.A.; Vivas Moreno, M. y Floría Martín, P. Análisis por fotogrametría 3D de la técnica de swing de una golfista profesional. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte.* 2011;11:236-254

Granda FJ, Lopez L. Alteraciones de la marcha y el equilibrio en la enfermedad de Parkinson. *Tratado sobre la Enfermedad de Parkinson.* 5th ed. 2005;157-161.

Hamani C, Lozano AM. Physiology and pathophysiology of Parkinson's disease. *Ann N Y Acad Sci* 2003 Jun;991: 15-21.

Holden MK, D.T. Environment training: a new tool for Neurorehabilitation: review. *Neurology Report.* 2002; 26, 62-71.

Hughes AJ, Daniel SE, Kilford L, Lees AJ. Accuracy of clinical diagnosis of idiopathic Parkinson's disease: a clinic – pathological study of 100 cases. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 1992;55:181-184

Inman, V.T. ; Ralston, H.J. & Todd, F. "Human Walking". Editorial Williams and Wilkins. Baltimore. 1981.

Jacobs JV, Horak FB. Abnormal proprioceptive-motor integration contributes to hypometric postural responses of subjects with Parkinson's disease. *Neuroscience* 2006;141:999-1009.

Jahnke MT, Hesse S, Chreiner C, Mauritz K-H. Dependences of ground reaction force parameters on habitual walking speed in hemiparetic subjects. *Gait & Posture*. 1995; 3.

Jankovic J. Parkinson disease and movement disorders. 5th ed. Philadelphia. 2007.692-701.

Kapandji, I.A. Cuadernos de Fisiología Articular. Tomo II: Miembro Inferior. Masson S.A. Barcelona 2011.

Kim, N. G., Yoo, C. K., & Im, J. J. A new rehabilitation training system for postural balance control using virtual reality technology. *IEEE Trans Rehabil Eng* 1999; 7:482-485.

Kottke, Stillwell, Lehmann. Krusen. Medicina Física y Rehabilitación. Editorial Médica Panamericana. Buenos Aires, 1986.

Lafuente R, Doñate J.J, Poveda R, García A, Soler C, Belda, J et al. Valoración evolutiva de fracturas de calcáneo mediante el análisis biomecánico de la marcha: puesta a punto de métodos y resultados preliminares. *MAPFRE Medicina* 1999;10: 237-252.

Lee MS, Rinne JO, Marsden CD. The pedunculo-pontine nucleus: its role in the genesis of movement disorders. *Yonsei Med J* 2000 Apr;41(2):167-184.

Leocani L, C. E., Annovazzi P, Rovaris M, Rossi P, Corsi M, Comola M, Martinelli V, Comi G. (2007). Impaired short-term motor learning in multiple sclerosis. *Neurorehabil Neural Repair*. 2007; 21:273-278.

Lelièvre J, Lelièvre J-F. Patología del pie. Editorial Masson. Barcelona, 1993.

Merriman Linda M. Tollafield David R. Assessment of the lower limb. Churchill Livingstone, 1995.

Mirek E, Rudzinska M, Szczudlik A. The assessment of gait disorders in patients with Parkinson's disease using the three-dimensional motion analysis system Vicon. *Neurol Neurochir Pol* 2007;41:128-133.

Mitchell I, et al. Neural mechanisms underlying parkinsonian symptoms based upon regional uptake of 2-deoxyglucose in monkeys exposed to 1-methyl-4-phenyl-1,2,3,6-tetrahydropyridine. *Neuroscience* 1989; 32: 213-226.

Molina J. enfermedad de Parkinson: Clínica y Diagnóstico. In: Jimenez FJ, Luquin MR, editors. Tratado de trastornos del movimiento. Madrid: SmithKline; 1998;279-301

Moreno Izco F., Poza Aldea J.J., Martí Massó J.F. y López de Munáin, A. Análisis de la marcha en la enfermedad de Parkinson y su respuesta al tratamiento dopaminérgico. *Med Clin (Barc)*. 2005;124:50-52

Morris ME, McGinley J, Huxham F, Collier J, Iansek R. Constraints on the kinetic, kinematic and spatiotemporal parameters of gait in Parkinson's disease. *J Hum Movement Sci*. 1999; 18:461-483.

Núñez Samper, Mariano. Llanos Alcázar, Luis Fernando. Biomecánica, Medicina y Cirugía del pie. Masson S.A. Barcelona, 1997.

Obeso JA, Rodríguez-Oroz MC, Rodríguez M, Lanciego JL. Pathophysiology of the basal ganglia in Parkinson's disease. *Trends Neurosci* 2000;23:S8-S19.

Ouchi Y, Kanno T, Okada H, Yoshikawa E, Futatsubashi M, Nobezawa S, et al. Changes in dopamine availability in the nigrostriatal and mesocortical dopaminergic systems by gait in Parkinson's disease. *Brain* 2001;124:784-792.

Paul, J. P. History and fundamentals of gait analysis. *Bio-Medical Materials and Engineering*. 1998;8: 1230-1235.

Piron, L., Cenni, F., Tonin, P., & Dam, M. Virtual Reality as an assessment tool for arm motor deficits after brain lesions. *Stud Health Technol Inform*. 2001; 81:386-392.

Ramos Sánchez, Mabel. Utilidad del análisis tridimensional de la marcha como sistema evaluador del estado clínico y funcional de pacientes sometidos a artroplastia de rodilla. Tesis doctoral. Facultad de Medicina de la Universidad Complutense de Madrid. Madrid, 2000.

Rellán Ramos E., Caro Puértolas B, Vela Braza M. Evaluación de la marcha en el paciente hemipléjico. *Fisioterapia* 1998; 20:31-36.

San Gil Sorbet, M^a Amaya. Análisis dinámico de la marcha. Estudio de los centros de presión sobre la huella plantar. Influencia de los distintos calzados. Tesis Doctoral. Facultad de medicina de la Universidad de Alcalá de Henares, 1991.

Sánchez–Lacuesta Javier. Biomecánica de la marcha humana normal y patológica. Instituto de Biomecánica de Valencia. Martín Impresores, SL. 1993

Sastre Fernández, S. Fisioterapia del pie. Podología Física. Publicaciones de la Universidad de Barcelona. Barcelona, 1991.

Seco Calvo J., Gago Fernández I., Cano de la Cuerda R. y Fernández de las Peñas C. Efectividad de los estímulos sensoriales sobre los trastornos de la marcha en pacientes con enfermedad de Parkinson. Estudio Piloto. 2011

Shaw JE, Van Schie CH, Carrington AL, Abbot CA, Boulton AI. An analysis of dynamic forces transmitted through the foot in diabetic neuropathy. *Diabetes Care*. 1998;21:1955-1959.

Selzer M. Parkinson Disease and other movement disorders. In: Selzer M, editor. *Neural Repair and Rehabilitation*. 1st ed. 2006;560-578.

Soria Valle L, Sarmiento González Nieto V, Ramos Domínguez V, Toledo González M. "Deambulaci3n en el mielomeningocele. Estado de las caderas y otros factores pron3sticos asociados. Revisi3n clínic y bibliogr3fica" *Rehabilitaci3n*. 1991;25:217-221.

Steele, E., Grimmer, K., Thomas, B., Mulley, B., Fulton, I., & Hoffman, H. Virtual reality as a pediatric pain modulation technique: a case study. *Cyberpsychol Behav*. 2003; 6:633-638

Stern GM, Franklyn SE, Imms FJ, Prestidge SP. Quantitative assessments of gait and mobility in Parkinson's disease. *J Neural Transm* 1983;19:201-214.

Stolze H, Kuhtz-Buschbeck JP, Drücke H, Johnk K, Illert M, Deuschl G. Comparative analysis of the gait disorder of normal pressure hydrocephalus and Parkinson's disease. *J Neurol Neurosurg Psych*. 2001;70:289-297.

Tucker Carole A, Ramírez J, Krebs DE, Riley PO. Center of gravity dynamic stability in normal and vestibulopathic gait. *Gait and Posture* 1998; 8:117-123.

Vankoski S, Días L. *Clinical Motion Análisis*. 1999

Viladot Perice A., Viladot Voegeli A. La marcha humana. *Revista ortopédica de traumatología* 1999;34:99-108.

Young, A.B., & Penney, J.B. (2002). Biochemical and functional organization of the basal ganglia. In J. Jankovic & E. Tolosa (Eds.), *Parkinson's*

disease and movement disorders (4th ed). Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins. 1-10.

Zhang, L., Abreu, B. C., Seale, G. S., Masel, B., Christiansen, C. H., & Ottenbacher, K. J. A virtual reality environment for evaluation of a daily living skill in brain injury rehabilitation: reliability and validity. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003; 84:1118-1124.

Zijlmans JC, Poels PJ, Duysens J, Van der Straaten J, Thien T, Van't Hof MA, et al. Quantitative gait analysis in patients with vascular parkinsonism. *Mov Disord.* 1996;11:501-508.

7. Anexos

Anexo 1: Estadios de Hoehn y Yahr

1. Estadio 1

1. Signos y síntomas en un solo lado.
2. Síntomas leves.
3. Síntomas molestos pero no incapacitantes.
4. Presencia de síntomas con temblor en alguna extremidad.
5. Amigos notan cambios en la postura, expresión facial y marcha.

2. Estadio 2

1. Síntomas bilaterales.
2. Mínima discapacidad.
3. La marcha y la postura están afectadas.

3. Estadio 3

1. Significante enlentecimiento de los movimientos corporales.
2. Dificultad para mantener el equilibrio tanto de pie como al andar.
3. Disfunción generalizada moderadamente severa.

4. Estadio 4

1. Síntomas severos.
2. Todavía puede andar cierto recorrido.
3. Rigidez y bradicinesia.
4. No puede vivir solo.
5. El temblor puede ser menor que en los estadios anteriores.

5. Estadio 5

1. Estadio caquético
2. Invalidez total.
3. No puede andar ni mantenerse de pie.

Anexo 2: MODELO TREN INFERIOR Y TRONCO (Ref.: 115)