



Campus León

División de Ciencias
de la Salud
Departamento de
Medicina y Nutrición



“Fases de la marcha y trayectoria del centro de presión durante la marcha en pacientes con artropatía de Charcot de etiología diabética”.

PRESENTADO POR: RODRÍGUEZ CHAGOLLÁN DENISSE ANDREA

DIRECTOR DE PROYECTO: DRA. BEATRIZ VERÓNICA GONZÁLEZ SANDOVAL

CODIRECTOR: DR. IRVING RICO RESTREPO.

ÍNDICE

Índice de ilustraciones.....	III
Índice de Tablas.....	III
1 INTRODUCCIÓN.....	1
2 Marco teórico:.....	3
2.1 Anatomía funcional del pie y tobillo.....	7
2.2 ARTROPATÍA DE CHARCOT.....	9
2.3 CENTRO DE PRESIÓN.....	17
2.4 Marcha.....	21
2.5 Sistemas de medición y valoración de marcha.....	26
2.6 Laboratorio de análisis de movimiento humano: NORAXON.....	31
<i>Myo Motion</i>	32
<i>Myo Video</i>	32
<i>Myo Pressure</i>	32
3 Justificación.....	33
4 Planteamiento del problema.....	34
Pregunta de investigación:.....	34
5 OBJETIVOS.....	34
Objetivo general.....	34
Específicos:.....	34
6 material y métodos.....	35
6.1 DISEÑO DE ESTUDIO.....	35
6.2 Tipo de diseño.....	35
6.3 Material de investigación.....	35
6.4 Definición del universo.....	35
6.5 Definición del marco muestral.....	35
6.6 Tamaño, tipo de muestra y método de selección.....	36
6.7 Definición de unidades de observación.....	36
6.8 Criterios de inclusión:.....	36
6.9 Criterios de exclusión:.....	36
6.10 Criterios de eliminación:.....	36
7 Variables.....	36

7.1	Variable dependiente.....	36
7.2	Variable independiente.....	37
8	Metodología.....	37
8.1	Instrumentos por utilizar.....	38
9	<i>Resultados</i>	38
10	Discusión.....	45
11	Conclusión.....	47
	REFERENCIAS:.....	48

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Figura 1 Reconstrucción 3D del pie.....	11
Figura 2 radiografía Lateral.....	11
Figura 3 Aspecto clínico del pie con Charcot	11
Figura 4 Clasificación de Pinzur 1999	13
Figura 5 Clasificación de Sanders y Frykberg.....	14
Figura 6 Oscilación del centro de masa (COM).....	19
Figura 7 Análisis de COP	19
Figura 8 Vectores de cargas Verticales.....	20
Figura 9 Esquema de sistema IMU	28
Figura 10 Vista anterior protocolo Davis	29
Figura 11 Vista posterior protocolo Davis	29
Figura 12 Modelo Plung-in Gait.....	30
Figura 13 Sistema de referencia de sensores.....	30
Figura 14 Análisis por medio de EMG.....	31
Figura 15 Análisis de movimiento.....	32
Figura 16 Captura y análisis de datos biomecánicos.	32
Figura 17 Presión plantar.....	32
Figura 18 Parámetros normales fases de marcha	40
Figura 19 Sujeto I 3 zonas de presión (sin calzado)	41
Figura 20 Sujeto I 3 zonas de presión (con calzado)	42
Figura 21 Sujeto II 3 zonas de presión (con calzado).....	43
Figura 22 Sujeto I (con calzado).....	44
Figura 23 Sujeto I (sin calzado).....	44
Figura 24 Sujeto II (Con calzado)	44

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.....	7
Tabla 2 Clasificación de San Elian	17
Tabla 3 Operacionalización de variables	37
Tabla 4 Resultados de parámetros de fases de la marcha	39
Tabla 5 Resultados de parámetros de fases de la marcha	39
Tabla 6 Presión plantar I	41
Tabla 7 Duración de apoyo.....	41
Tabla 8 Presión Plantar II	42
Tabla 9 Duración de apoyo II	42
Tabla 10 Longitud de línea de desplazamiento	43

1 INTRODUCCIÓN.

El pie de Charcot (CF), también citado como neuroartropatía de Charcot (CN), deriva su nombre de Jean-Martin Charcot, quien en 1868 describió por primera vez la neuroartropatía en pacientes con tabes dorsalis (1).

No era hasta 68 años después, en 1936, que William Riley Jordán primero estableció la asociación entre diabetes mellitus (DM) y artropatía neuropática indolora de tobillo (1).

Es una condición rara y devastadora que conduce a la destrucción de huesos y articulaciones y culminando en fracturas, dislocaciones, deformidades y amputaciones del pie en casos descuidados (2). ; El pato mecanismo detallado de la enfermedad aún no está claro (3).

Actualmente, el mundo está presenciando un aumento exponencial en la prevalencia de diabetes mellitus y sus complicaciones. De acuerdo con el informe de la Organización Mundial de la Salud 2016, alrededor de 422 millones de personas viven con diabetes mellitus (4).

Esto ha hecho DM la causa más común de neuroartropatía de Charcot afecta el pie y el tobillo (4). La incidencia de neuroartropatía de Charcot de etiología diabética varía entre 0.1% y 7.5% La diabetes mellitus es actualmente la causa más común de artropatía de Charcot del pie, que afecta entre 0.1 y 2.5% de pacientes con diabetes mellitus (5).

El riesgo de contraer un pie de Charcot no está relacionado con el tipo (I o II) de diabetes mellitus. La incidencia de afectación bilateral de los pies ha sido entre el 9 y el 75% (3). Los pacientes con pie de Charcot suelen presentarse entre los cincuenta y sesenta años y la mayoría de ellos han tenido diabetes mellitus durante mínimo 10 años, la mayoría de los pacientes se reporta han tenido un tratamiento irregular o mal efectuado (3).

La OMS calcula que, a escala mundial, 422 millones de personas mayores de 18 años padecían diabetes en el año 2016 (4); en México, la edad promedio de las personas que murieron por diabetes en 2014 fue de 66.7 años, lo que sugiere una reducción de 10 años.(6)

Durante las últimas décadas el número de personas que padecen diabetes en México se ha incrementado y actualmente es la segunda causa de muerte en el país. Los datos de la

ENSANUT 2012 identifican a 6.4 millones de adultos mexicanos con diagnóstico de diabetes, es decir, 9.17% de los adultos en México.(6)

La neuroartropatía de Charcot se desencadena en un individuo susceptible a través de un proceso de inflamación descontrolada que conduce a osteólisis, fracturas progresivas y dislocaciones (7).

Se representa una deformidad crónica severa eso es típico para esta condición. La progresión del colapso longitudinal del arco del pie puede conducir a la osteoporosis de prominencias con compromiso de tejidos blandos y posterior ulceración, infección y osteomielitis que resulta en amputación (3).

Aproximadamente 592,000 pacientes con diabetes vivían con una amputación de extremidades inferiores en 2005, y el 60% de estas fueron amputaciones mayores (3).

Se espera que el número de personas que viven con una amputación aumente en un 70% en 2020, y esta cohorte de pacientes es particularmente vulnerable a ulceraciones, infecciones y amputaciones adicionales, a menudo en la extremidad contralateral (8). Sin servicios preventivos y atención vigilante, del 50% al 80% de los pacientes tendrán una úlcera nueva o recurrente en el próximo año (3). Con los servicios de prevención estándar, esta alta incidencia recurrente se puede reducir a la mitad (8). Reconocer esta enfermedad en etapas tempranas previene el inicio tardío de una terapia apropiada y ayuda a minimizar la discapacidad de estos pacientes (3).

Por lo tanto, en diabetes, el pie de Charcot representa un importante desafío diagnóstico y terapéutico en clínica práctica (5).

2 MARCO TEÓRICO

El pie, eslabón más distal de la extremidad inferior, sirve para conectar el organismo con el medio que lo rodea, es la base de sustentación del aparato locomotor y tiene la capacidad, gracias a su peculiar biomecánica, de convertirse en una estructura rígida o flexible en función de las necesidades para las que es requerido y las características del terreno en que se mueve (9).

Existen veintiséis huesos en el pie, que incluyen catorce falanges, cinco metatarsianos y siete tarsianos (9). Desde el punto de vista funcional el pie se divide en tres segmentos: anterior que contienen los cinco metatarsianos y las falanges; medio que contiene los tarsianos (navicular, tres cuneiformes y cuboides); y posterior que contiene al astrágalo y calcáneo (10).

Atendiendo a criterios funcionales describiremos por separado sus 3 partes fundamentales: la bóveda plantar, su apoyo posterior o talón y su apoyo anterior o antepié. *Bóveda plantar:* La bóveda plantar tiene una forma de media concha abierta por la parte interna que, si la uniésemos a la del otro pie, formaría una bóveda esférica completa (11).

La parte superior de la bóveda, que soporta fuerzas a compresión, está formada por los huesos; la inferior, que resiste esfuerzos de tracción, está constituida por ligamentos aponeuróticos y músculos cortos, que son las estructuras preparadas mecánicamente para esta función (11).

Talón: El talón debe seguir la línea de Herbin (vertical que pasa por el centro del hueso poplíteo y por el centro del talón), o bien desviarse en unos 5° de valgo, lo cual contribuye a amortiguar el choque del talón con el suelo durante la marcha.

Estabilidad del talón: En posición fisiológica, el talón forma en el plano frontal un ángulo de 5-15° con la vertical, y en el plano sagital, un ángulo de unos 30°. Astrágalo y calcáneo, separados de la pinza maleolar y de sus conexiones musculo ligamentosas, se derrumban en valgo y en equino. El astrágalo cae hacia delante, abajo y dentro del calcáneo. Para que esto no ocurra existen unas estructuras que mantienen el talón en los planos frontal y sagital.(11)

Mantenimiento del talón en el plano frontal.

Debido a la tendencia a caer en valgo y pronación, existen unos elementos que actúan a compresión para impedir la caída al ejercer de tope a la excesiva pronación, y otros que actúan a distensión a fin de limitar por tracción dicho movimiento (11).

Entre los primeros se encuentran: *a)* el maléolo peroneo, que es un potente tope que, colocado en la parte externa del astrágalo, impide el valgo de éste, y *b)* el sistema de *sustentaculum tali*, que está formado por unas trabéculas verticales en el calcáneo que mantienen la carilla articular antero interna y que sostiene la plataforma simétrica del astrágalo, a la cual van a terminar, a su vez, unas trabéculas verticales procedentes de la tibia (11).

Mantenimiento del talón en el plano sagital.

La estabilidad conjunta del tarso posterior se mantiene gracias al sistema calcáneo-aquíleo-plantar descrito por Viladot, que se haya constituido por 3 elementos: *a)* el tendón de Aquiles, que transmite al pie toda la potencia del tríceps sural (gemelos y sóleo); *b)* el sistema trabecular posteroinferior del calcáneo, individualizado en el niño formando su epífisis posterior, y *c)* parte de los músculos cortos del pie, en especial el flexor corto y el abductor del dedo gordo (12).

Antepié

Cuando se examinan los diversos tipos de antepiés se observa una variabilidad en la terminación anterior de los dedos y los metatarsianos que dan origen a las llamadas fórmulas digital y metatarsal (12).

Viladot et al. han comprobado la riquísima inervación de estos ligamentos. Es interesante resaltar que las terminaciones nerviosas se hallan localizadas especialmente en la parte externa del seno, en las fibras laxas del retináculo. En cambio, casi no existen en el interior del ligamento interóseo. La irritación de estas terminaciones nerviosas provoca el cuadro doloroso conocido como síndrome del seno del tarso y, en casos extremos, produciría un reflejo axónico, principal responsable de la contractura de los peroneos tan frecuente en la patología de la región y que da lugar al pie plano contracto (9).

La articulación de Chopart se halla formada, en la parte externa, por la superficie articular anterior del calcáneo y la posterior del cuboides. Ambos huesos se encuentran unidos por el potente ligamento calcáneo cuboideo inferior, que, con sus 2 fascículos, estabiliza el denominado pie calcáneo o pie de apoyo (13).

La articulación del tobillo, debido a su configuración anatómica, es una de las más congruentes y, por tanto, de las más estables de la extremidad inferior. Está formada por la tróclea astragalina la cual tiene forma de un segmento cilíndrico de unos 105° y por la mortaja tibioperonea formada por la parte más distal de los huesos de la pierna; por parte de la tibia intervienen dos superficies articulares: la cara inferior de su extremo distal y el maléolo tibial para articularse con la cara interna del astrágalo. Por parte del peroné interviene la parte interna del maléolo peroneo, que se articula con el astrágalo (11).

El maléolo tibial tiene como principal acción mecánica mantener fuerzas de tracción que llegan a través del ligamento deltoideo. El maléolo peroneo es mucho más potente y distal que el interno, trabaja a compresión impidiendo que el talón se derrumbe en valgo. Existen también estructuras capsulo ligamentosas que participan en la estabilidad de la articulación y que forman parte del mecanismo de aprehensión elástica del astrágalo dentro de la mortaja tibioperonea (12).

Las informaciones sensoriales provenientes de los ligamentos del tobillo proporcionan la mayor parte de las informaciones mecanorreceptoras y propioceptivas necesarias para preparar respuestas motoras apropiadas para la gestión articular. Las fibras nerviosas aferentes de la cápsula articular y de los ligamentos del tobillo producen reflejos capaces de estabilizar el pie durante la locomoción. La desaferentación de algunas partes del tobillo no conduce a inestabilidad mecánica sino exclusivamente funcional. Estos problemas pueden ser reducidos a través de ejercicios de coordinación sobre tablas basculantes, que reducen la inestabilidad funcional debido al déficit propioceptivo (10).

El pie de Charcot con frecuencia afecta las articulaciones del mediopié, retropié y antepié (14). El retropié, está constituido por el astrágalo, que se articula con el calcáneo y forma la articulación subastragalina; el mediopié, integrado por el escafoides, que se articula con la cabeza del astrágalo, el cuboides que articula con el escafoides y las bases de los metatarsianos; el antepié formado por los cinco metatarsianos y sus respectivas falanges (13). La disposición de todos sus huesos entre sí forma una bóveda en la parte media del pie que le da una gran resistencia para la carga de peso y el esfuerzo para lo cual se apoya en tres puntos que se conocen como trípode podálico. Esta bóveda no forma un triángulo equilátero exacto, pero se presta a comparación ya que sus puntos de apoyo están comprendidos en la zona de contacto con el suelo formando lo que se denomina impresión o huella plantar (13).

La parte superior de la bóveda soporta fuerzas a compresión; la inferior, resiste esfuerzos de tracción, está constituida por ligamentos aponeuróticos y músculos cortos. La bóveda plantar mantiene su forma gracias a las estructuras que la estabilizan, los huesos y cápsulas que lo hacen pasivamente, los ligamentos y músculos de forma activa (13).

Con un pie en reposo, los músculos no tienen ninguna acción directa en el mantenimiento de la morfología de la bóveda. Ahora bien, la situación de reposo absoluto o standing static no existe en el ser vivo (12). Lo normal es el standing dynamic: el cuerpo tiene un pequeño balanceo producido por la acción de la gravedad que tiende a hacerle caer y se pierde el equilibrio normal entre las fuerzas del pie (13). Cuando los ligamentos son sometidos a un estrés superior a su resistencia, los músculos actúan ayudando a los ligamentos a vencer las fuerzas gravitatorias contrarias a la bipedestación; por lo tanto, tienen una acción subsidiaria activa en el mantenimiento de la bóveda (12).

Los tendones de los músculos largos representarían en el pie diversas cuerdas que harían mover una marioneta. Su contracción provoca diversos movimientos, el equilibrio entre todos ellos, con actividad o sin ella mantiene la forma normal. La ruptura de este equilibrio deforma el pie (11).

El pie posee un conjunto de articulaciones que le permiten el movimiento en los tres planos del espacio (9). Éstos son flexión-extensión, rotación interna (aducción)-rotación externa (abducción) y pronación-supinación. Desde el punto de vista funcional podemos agrupar las articulaciones en dos grandes grupos:

1.- Articulaciones de acomodación, que tienen como misión amortiguar el choque del pie con el suelo y adaptarlo a las irregularidades del terreno. Son las articulaciones del tarso y tarsometatarsianas (10).

2.- Articulaciones de movimiento. Su función es principalmente dinámica y son fundamentales para la marcha. Son la del tobillo y las de los dedos (10).

Las articulaciones funcionales que soportan mayor carga en el pie son la articulación subastragalina, la articulación astrágalo-escafocuboidea y las articulaciones distales metatarsofalángicas, el centro de gravedad se encuentra entre los dos huesos naviculares (11).

2.1 ANATOMÍA FUNCIONAL DEL PIE Y TOBILLO.

MOVIMIENTO	MÚSCULOS	ARTICULACIONES INVOLUCRADAS-ESTABILIZADORES
Flexo-extensión tobillo	Dorsiflexión: tibial anterior, extensor propio del dedo gordo, extensor común de los dedos del pie. Flexores plantares: peroneos largo y corto, gemelos y sóleo, flexor largo del hallux, tibial posterior.	Tibioperoneo-astragalina. Flexión plantar: peroneo-astragalino anterior. Dorsiflexión: peroneo-calcáneo.
Flexo-extensión dedos	Flexor largo del dedo gordo, largo común de los dedos del pie. Extensor propio del hallux, extensor común de los dedos del pie. Extensor propio del hallux, extensor común de los dedos del pie.	Metatarsofalángicas e interfalángicas.
Rotación interna-rotación externa	Se realiza un movimiento conjunto de la extremidad.	Coxofemoral.
Aducción-abducción	Movimiento conjunto con pronación y supinación.	Subastragalina y Chopart.
Pronación-supinación del tarso.	Inversión: tibial anterior y tibial posterior. Eversión: peroneos.	Subastragalina y Chopart.
Flexión-extensión del antepié.	Flexores y extensores de los dedos.	Subastragalina y Chopart.
Pronación-supinación de antepié.	Tibial anterior, tibial posterior. Peroneos.	Lisfranc.

Tabla 1

Existen cuatro arcos en el pie: tres a través de los huesos del pie (arcos transversos), y el cuarto a lo largo del lateral del pie (arco longitudinal) (15). Los arcos transversos son:

- a) El arco tarsiano, formado por el navicular, el cuboides y los tres huesos cuneiformes.
- b) El arco transverso, conocido como arco metatarsiano posterior, formado por la base de cada uno de los metatarsianos.

Los arcos longitudinales son:

- a) El arco longitudinal lateral, formado por el calcáneo, cuboides y los metatarsianos cuarto y quinto (10).

- b) El arco longitudinal medial, formado por el calcáneo, el astrágalo, los tres huesos cuneiformes y los tres metatarsianos mediales. Es más alto que el arco longitudinal lateral (10).

2.1.1 Cinemática:

El pie posee un conjunto de articulaciones que le permiten el movimiento en los 3 planos del espacio. Estos movimientos son de flexión-extensión, rotación interna (aducción)-rotación externa (abducción) y pronación-supinación (12).

Desde un punto de vista funcional podemos agrupar las articulaciones en 2 grandes grupos:

1. Articulaciones de acomodación, que tienen como misión amortiguar el choque del pie con el suelo y adaptarlo a las irregularidades del terreno. Son las articulaciones del tarso y tarsometatarsianas (12).
2. Articulaciones de movimiento. Su función es principalmente dinámica y son fundamentales para la marcha. Son la del tobillo y las de los dedos (12).

2.1.2 Articulaciones de acomodación.

Articulaciones subastragalina y de Chopart. Su acción se ejerce conjuntamente.

La subastragalina se halla formada, a su vez, por 2 articulaciones: una posteroexterna y otra antero interna (12).

Ambas tienen una sección irregularmente esférica, pero con la particularidad de que, en la posterior, la parte convexa se encuentra en la carilla inferior (calcáneo), mientras que la anterior se encuentra en la superior (astragalina) (10).

Además de la cápsula articular, ambas subastragalina se hallan unidas por una serie de formaciones ligamentosas: en la parte externa, en el seno propiamente dicho, se encuentran unas fibras muy laxas, las débiles. Más hacia dentro, hallamos el ligamento cervical, que impide la inversión del pie. Hacia la parte interna, ya en el canal del tarso, se encuentra el potente ligamento interóseo astrágalo-calcáneo (13).

Además de la cápsula articular, ambas subastragalinas se hallan unidas por una serie de formaciones ligamentosas: en la parte externa, en el seno propiamente dicho, se encuentran

unas fibras muy laxas, el retináculo. Más hacia dentro, hallamos el ligamento cervical, que impide la inversión del pie (13).

Hacia la parte interna, ya en el canal del tarso, se encuentra el potente ligamento interóseo astrágalo-calcáneo (10).

2.1.3 Cinética

En posición bipodal el peso del cuerpo es transmitido por la pelvis al suelo a través de las extremidades inferiores. Cada pie soporta, por tanto, la mitad del peso del cuerpo. Al llegar al pie el primer hueso que encuentran las fuerzas es el astrágalo, cuya principal misión cinética es distribuir las fuerzas hacia los diferentes puntos de apoyo (13).

2.2 ARTROPATÍA DE CHARCOT

La artropatía neuropática es un síndrome asociado con neuropatía, caracterizado por fragmentación, destrucción ósea y articular que puede llevar a severas deformidades e incluso a la amputación (16), es uno de los trastornos degenerativos de las articulaciones de mayor interés, cada vez más comunes dentro la patología ortopédica (17).

Se define como artropatía degenerativa crónica progresiva que afecta a una o más articulaciones periféricas que se desarrolla como resultado de una falla en la percepción sensorial normal (dolor y propiocepción) en la inervación de las articulaciones. La diabetes, la sífilis y la siringomielia son las entidades clínicas más comúnmente asociadas. La lepra, espina bífida, la insensibilidad congénita al dolor y muchos otros trastornos también se asocian a esta condición. Se han referido hasta la fecha más de veinticuatro enfermedades causantes de la “Articulación de Charcot” (17). Hoy en día la diabetes mellitus es la principal etiología. La neuroartropatía de Charcot es una enfermedad degenerativa progresiva que afecta las articulaciones del pie (18).

Esta neuropatía tiende a precipitar una debilidad de los grupos musculares de la extremidad inferior, la presencia del desequilibrio dinámico y funcional ocasiona deformidades complejas del pie (19). Los grupos musculares más afectados son los de la cara anterior de la pierna y los músculos intrínsecos del pie. La afección de los primeros, provoca una deformidad en equino del pie con estrés patológico en las articulaciones tarso metatarsianas, conforme la debilidad progresa, se presentan contractura de los músculos isquiotibiales con

la consiguiente contractura en flexión de la rodilla, lo que ocasiona aumento de presión en la parte anterior del pie; mientras que la afección de éstos últimos provoca contractura de las articulaciones metatarso falángicas, dedos en garra y en martillo, el roce de los dedos con el calzado y la insensibilidad de los mismo puede provocar úlceras sobre las hiperqueratosis dorsales y la cabeza de los metatarsianos (17) .

La debilidad muscular y el aumento de la movilidad ligamentosa dan como resultado inestabilidad de la articulación y la posterior subluxación y/o luxación. La falta de congruencia articular inicia el proceso de la enfermedad degenerativa de las articulaciones (artropatía). Ocasiona el cizallamiento de los extremos óseos y los fragmentos de hueso y cartílago se introducen en la articulación produciendo crepitación que puede llegar a ser audible al producirse movimientos (17).

Un estudio prospectivo reciente con 1.666 pacientes de un programa de tratamiento de la enfermedad en Texas señaló que la incidencia de artropatía de Charcot es de 8,5/1000 por año. Esta complicación fue más frecuente en los mexicanos americanos que en la población blanca no hispana (20).

Existen dos teorías que pretenden explicar la patogenia:

La primera (traumática), postula que tanto el microtraumatismo como un episodio agudo de trauma, pueden iniciar el proceso, en pacientes que por no tener sensibilidad que los proteja continúan caminando y apoyando su pie. Esto los llevaría progresivamente a la destrucción ósea y articular con fracturas y luxaciones. La segunda (vascular), postula que se producen shunts arteriovenosos, que llevan a la reabsorción ósea y a la disminución de la resistencia mecánica (18).

El aumento de la perfusión se debe a la pérdida del tono simpático vascular asociada a la neuropatía autonómica. Se refiere al aumento en el flujo de sangre periférica de los huesos del pie siendo el responsable de la reabsorción ósea, desmineralización y osteopenia que se encuentran en este padecimiento (17).

La patología neuropática del pie diabético no sólo afecta los nervios sensoriales de forma selectiva, también se ven afectadas las fibras autonómicas de los nervios motores, por lo que la neuropatía es mixta, la inervación parasimpática es responsable de la inervación de los vasos sanguíneos menores, glándulas sudoríparas y los músculos pilo erectores del pie (21).

Cuando se pierde el tono de las fibras simpáticas, se produce vasodilatación y aumento de la perfusión periférica de la piel del pie, ésta se torna caliente, seca, anhidrótica con pérdida de los folículos pilosos, por lo que se presenta el edema neuropático

La evolución natural del Charcot inicia con la desintegración ósea y destrucción articular pasando luego por la neoformación ósea hasta llegar a la consolidación y curación, se realiza a lo largo de tres etapas descritas por Eichenholtz en 1966.

Se presenta como infección y destrucción de los tejidos blandos con enfermedad arterial periférica y neuropatía periférica. Los cambios neuropáticos en el pie están presentes en

aproximadamente el 1% de los diabéticos (7).



Figura 1 Reconstrucción 3D del pie

FIGURA I



Figura 2 radiografía Lateral



Figura 3 Aspecto clínico del pie con Charcot

Etapa I. “Desarrollo y fragmentación” Tiene una

duración de 3 a 4 meses (17), se caracteriza radiológicamente al observar osteopenia, fragmentación, subluxaciones o fracturas periarticulares y en la examinación física por la presencia de inflamación, eritema, laxitud ligamentosa (19), el pie se presenta caliente, tiene un aspecto flemonoso que puede simular un proceso infeccioso, un flemón o celulitis (22). Es importante revisar la piel del miembro afectado en búsqueda de lesiones cutáneas que puedan ser la puerta de entrada a un proceso infeccioso, ante la ausencia de heridas visibles debemos pensar que el problema corresponde a la fase inicial de una neuroartropatía, la maniobra clínica que nos orienta al diagnóstico diferencial es elevar el miembro afectado

durante cinco minutos, si el rubor cede, lo más probable es que se trate de un problema neuropático, en el caso contrario debe descartarse un proceso infeccioso (17).

Etapa II. “Coalescencia” Su duración es de 8 a 12 meses (22), radiológicamente se observa neoformación ósea, reacción perióstica con coalescencia, puentes óseos y consolidación fragmentaria (17). Clínicamente disminuye la temperatura, el edema y el eritema (17).

Etapa III. “Consolidación” Radiológicamente hay maduración del callo de fractura, remodelación ósea con redondeo de los extremos óseos y puede disminuir la esclerosis, se puede observar el estrechamiento del espacio articular con artrosis y/o anquilosis fibrosa u ósea (22). Clínicamente la inflamación y eritema desaparecen y la articulación parecerá estable en el ajuste de una deformidad fija (19). El pie presenta marcado descenso de la bóveda plantar, estrechamiento con prominencias óseas que pueden dar lugar a la aparición de úlceras plantares (23).

2.2.1 Clasificación.

En el año de 1999 Pinzur propuso la siguiente clasificación anatómica de la artropatía de Charcot:

- **Tipo 1:** Articulaciones tarso metatarsianas. La localización más común es la de Lisfranc (60%) con luxación cuneometatarsiana que ocasiona prominencias óseas plantares o en la barra medial o lateral, al producirse el descenso del mediopié la deformidad se presentará en forma de mecedora con equino del calcáneo y acortamiento del tendón de Aquiles.
- **Tipo 2:** Articulaciones subastragalina y mediotarsianas. Se ven afectadas en 30%, puede producirse luxación astrágalo-escafoidea, calcáneo-cuboidea y de articulaciones subastragalina. Es posible que haya fragmentación ósea extensa y desplazamiento completo de estas articulaciones, lo que determina gran inestabilidad del pie que a menudo se compara con una “bolsa de huesos”, que lo hace proclive a largos periodos de inmovilización (1 a 2 años).
- **Tipo 3a:** Articulaciones del robillo. A menudo es secundaria a eventos traumáticos que, por tener radiografías normales en su inicio, no se inmovilizan.
- **Tipo 3b:** Calcáneo. Es una lesión rara que puede llevar al colapso del arco interno. Se caracteriza por fractura en avulsión de la extremidad posterior del calcáneo.

- **Tipo 4:** Múltiples articulaciones. Es una lesión muy grave en la que pueden observarse fracturas de las de una región anatómica y es muy común la periastragalina, es decir, combinación de los tipos 2 y 3.
- **Tipo 5:** Antepié. Son poco frecuentes y se localizan fundamentalmente en las articulaciones metatarso falángicas, pueden confundirse con osteomielitis u osteoartritis. Deben ser tratadas con inmovilización inmediata y descargando el apoyo porque pueden extenderse rápidamente a la articulación de Lisfranc.

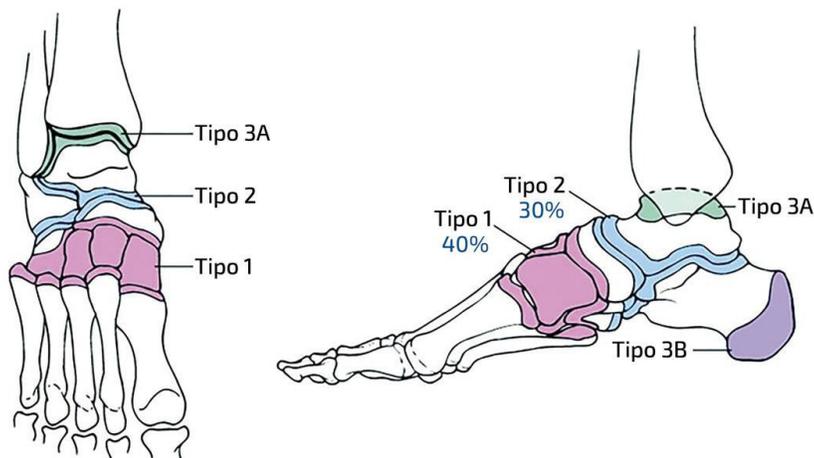


Figura 4 Clasificación de Pinzur 1999

Brodsky y Rouse propusieron en 1993 la siguiente clasificación según su ubicación:

- **Tipo 1:** Mediopié
- **Tipo 2:** Retropié
- **Tipo 3a:** Tobillo
- **Tipo 3b:** Fractura por avulsión del calcáneo por el tendón de Aquiles.
- **Tipo 4:** Enfermedad en múltiples sitios.
- **Tipo 5:** Antepié.

Sammarco y Conti, así como Schon y cols. describieron en 1998 patrones de clasificación radiográfica en las deformidades asociadas a neuropatía en el mediopié:

- **Patrón 1:** diástasis del primer y segundo metatarsianos, fragmentación y el colapso que se extiende a través de la articulación tarso metatarsiana.

- **Patrón 2:** destrucción metatarso cuneiforme medial sin diástasis de primer y segundo metatarsianos.
 - **Patrón 3:** artropatía en el escafoides, cuneiforme medial, fragmentación del cuneiforme medial y afección de las articulaciones tarso metatarsianas laterales.
 - **Patrón 4:** artropatía medial del primer metatarsiano y cuneiforme, diástasis entre el primer y segundo metatarsiano y el proximal, la extensión de las articulaciones intercuneanas que terminan en la articulación calcáneo cuboidea.
 - **Patrón 5:** afección en el escafoides y periescafoidea con extensión al tarso distal (24).
- En 2002 Schon y cols. presentaron una clasificación radiográfica y clínica, ésta se basa en la zona anatómica de la deformidad:

- **Tipo I:** Articulación de Lisfranc.
- **Tipo II:** Escafocuneiforme.
- **Tipo III:** Periescafoidea (Chopart).
- **Tipo IV:** Patrón transversal.

Clasificación clínica basada en el grado de deformidad con carga de peso:

- **Estadio I:** articulación mediotarsiana sobre el retropié.
- **Estadio II:** articulación mediotarsiana en el mismo plano del retropié.
- **Estadio III:** articulación mediotarsiana por debajo del retropié (16).

Sanders y Frykberg identificaron cinco zonas de distribución de enfermedades según su ubicación anatómica, como se demuestra en la Fig.5. Los más comúnmente involucrados son la zona II en aproximadamente el 45% y la zona III en aproximadamente el 35% de los casos.

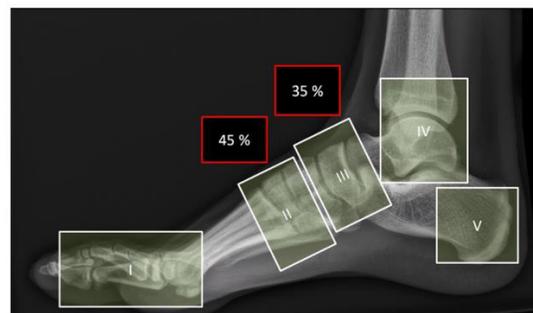


Figura 5 Clasificación de Sanders y Frykberg.

Assal evaluó la inestabilidad de los medios de comunicación, aplicando tensión en la parte inferior en el plano sagital con la articulación del bloqueo, bloqueando el movimiento en la flexión dorsal (25). Se ha evaluado un movimiento anormal de los medios utilizando esta prueba clínica lo que ha dado pie a puntos estratégicos de sujeción. Para evitar puntos de carga que aceleren las lesiones. La cantidad de presión sobre la prominencia de la planta y la

desintegración de la sensación se basan en las ulceraciones de la planta, Incluye 10 parámetros-variables englobados en tres dominios (anatomía, factores agravantes y afectación tisular). Estas variables son: isquemia, infección, neuropatía, área, profundidad, localización de la úlcera, aspecto topográfico de la lesión, número de zonas afectadas, fase de cicatrización y existencia de edema del pie. Cada variable se puntúa con una puntuación que oscila del 1 al 3, estableciéndose unos grados de severidad: I-Leve (puntuaciones menores a 10 puntos), II-Moderado (puntuaciones de 11 a 20 puntos) y III-Severo (puntuaciones de 21 a 30 puntos).(26)

REGIÓN ANATOMICA	FACTORES AGRAVANTES	AFECCIÓN TISULAR
Localización. (0-3) 1.Falanges. 2.Metatarsal. 3.Tarsal.	Isquemia. (0-3) 0.NO. 1.Leve. 2.Moderada. 3.Severa.	Profundidad. (1-3) 1.Superficial. (Solo piel) 2.Úlcera profunda. (Bajo dermis) 3.Todas las capas. (Hueso y articulación)

<p>Aspectos topográficos. (1-3)</p> <p>1. Dorsal o plantar.</p> <p>2. Lateral o medial.</p> <p>3. Dos o más.</p>	<p>Infección. (0-3)</p> <p>0.NO</p> <p>1. Leve. Eritema <2cm, induración, dolor, calor, exudado purulento.</p> <p>2. Moderado. Eritema >2cm, infección de músculo, tendón, hueso o articulación.</p> <p>3. Severa. Respuesta inflamatoria sistémica.</p>	<p>Área. (1-3)</p> <p>1. Pequeña. (<10cm²)</p> <p>2. Mediana. (10-40cm²)</p> <p>3. Grande. (>40cm²)</p>
<p>Zonas afectadas. (1-3)</p> <p>1. Una.</p> <p>2. Dos.</p> <p>3. Todo el pie.</p>	<p>Edema. (0-3)</p> <p>0.NO</p> <p>1. Perilesional.</p> <p>2. Solo la pierna afectada.</p> <p>3. Bilateral secundario a enfermedad sistémica.</p>	<p>Fase de cicatrización. (1-3)</p> <p>1. Epitelización.</p> <p>2. Granulación.</p> <p>3. Inflamatorio.</p>
	<p>Isquemia. (0-3)</p> <p>0.No</p> <p>1. Sensibilidad protectora o vibratoria disminuida.</p> <p>2. Pérdida de sensibilidad protectora o vibratoria.</p> <p>3. Neuro-osteo-artropatía diabética de Charcot.</p>	

PUNTOS	GRADO	PRONOSTICO.
<10 pts.	I.- LEVE	Probable cicatrización de herida.
11-20	II.- MODERADO	Amenaza de una parte del pie; resultado relacionado con las terapias empleadas y asociado con una buena respuesta biológica del paciente.
21-30	III.- SEVERO	Amenaza para la extremidad y para la vida, resultado no relacionado con las terapias empleadas debido a la pobre respuesta biológica del paciente.

Tabla 2 Clasificación de San Elian

Aporta un valor pronóstico de éxito o fallo de la cicatrización, lo que permite el ajuste del tratamiento seleccionado.(26)

2.3 CENTRO DE PRESIÓN

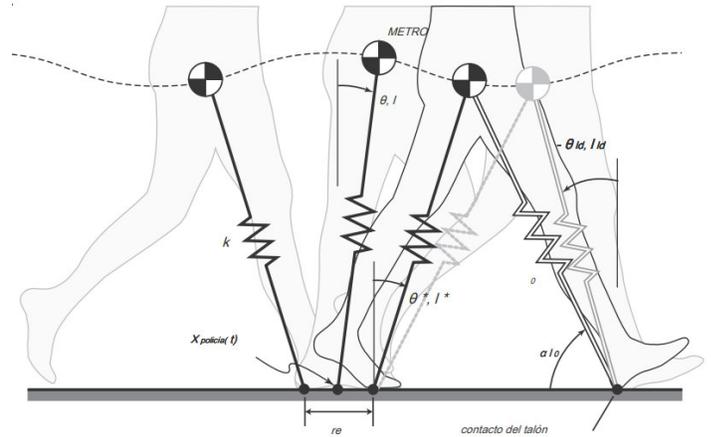
El sistema de control interactúa con mecanismos del cuerpo humano y su medio que regula la postura corporal. La postura bípeda se mantiene por la fuerza de gravedad del piso sobre los pies. Existen tres parámetros de la reacción de fuerza del piso que determinan sus efectos en el cuerpo son puntos de aplicación (localización del centro de presión, la magnitud y dirección de la fuerza) (27).

La localización del centro de presión se modula sistematizadamente en varias tareas, como estar de pie, caminar en una cinta a velocidad constante, caminar con cambios de velocidad constantes e iniciar la marcha. Los cambios en la localización del centro de presión suceden con las variaciones del esfuerzo de torsión del tobillo que se relacionan con la dirección de los componentes verticales y horizontales (28).

El análisis de la marcha se ha desarrollado en gran medida en los últimos años, siendo cada vez más descriptiva. Por esta razón hay una gran variedad de factores a tener en cuenta como lo es cinética y cinemática de la marcha, así como los determinantes y las fases que la conforman, por ejemplo, existe el análisis de la forma y apoyo del pie durante la bipedestación, a la que nos referimos como presión plantar, de igual modo, un importante subgrupo es el centro de presión plantar (CPP), que funciona para describir la interfaz pie-suelo durante la marcha (29) y puede representar la distribución espacial de la presión. Además, se ha sugerido que el CPP proporciona una mayor comprensión de la función dinámica del pie a comparación de medidas que se limitan a regiones discretas como la presión y fuerza máxima (30).

La dinámica del centro de presiones (center of pressure, COP) en el mantenimiento de la postura en bipedestación es considerada una variable colectiva, que refleja la actividad conjunta de muchos componentes del sistema neuromuscular de forma activa para mantener el centro de gravedad dentro la base de sustentación (23). El centro de presión puede ser definido como el origen de la resultante de todas las fuerzas verticales existentes y transmitidas a través de la base de sustentación del sistema (31).

Corresponde al punto de localización del vector de las fuerzas verticales de reacción del suelo. Representa el promedio de todo el peso que está en contacto con la superficie del piso. Este es totalmente independiente del COM (centro de masa) el cual oscila, y de desplaza al realizar las fases de la marcha (32). La localización del COP bajo cada pie es el reflejo directo del control neural de los músculos de tobillo (33).



El individuo debe realizar una serie de correcciones musculares que contrarresten la fuerza de la gravedad y la resultante de estas

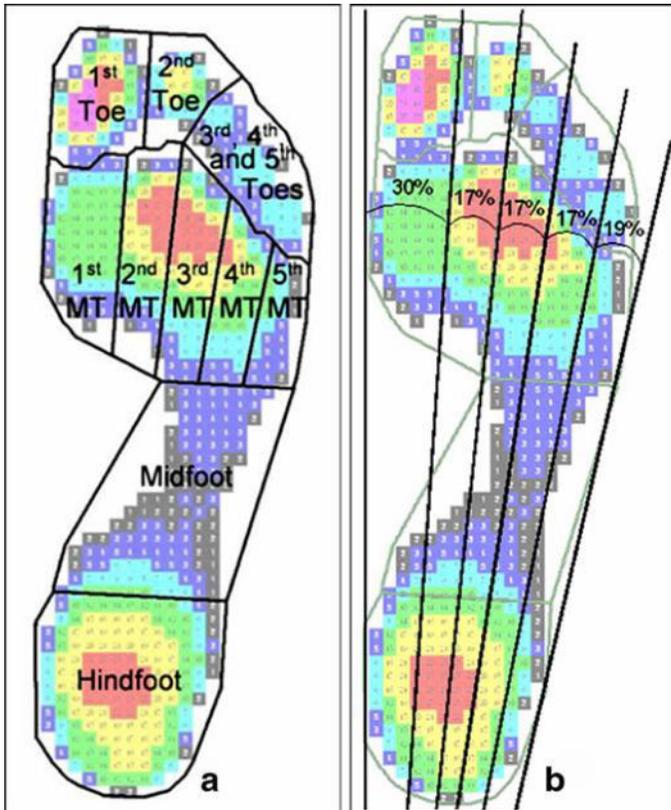


Figura 7 Análisis de COP

Figura 6 Oscilación del centro de masa (COM)

fuerzas es lo que se conoce como centro de presión, el cual corresponde al punto de localización del vector de las fuerzas verticales de reacción del suelo y representa el promedio de todo el peso que está en contacto con la superficie del piso (30,33).

La resultante de estas fuerzas es lo que se conoce como centro de presiones (CDP), cuyo desplazamiento es consecuencia de la interacción de mecanismos sensoriales (visual, vestibular y propioceptivo), de la acción muscular y del control nervioso. Un control postural deteriorado aumenta el riesgo de caídas y limita la autonomía y el

tipo de actividades susceptibles de llevarse a cabo por parte del sujeto. El control de la fuerza de reacción del suelo debe producir una magnitud vertical que promedie el peso corporal, así como el componente horizontal apropiado y el punto de aplicación para producir el torque del centro de masa que produce un promedio de aceleración angular de cero (28).

Las estructuras (músculos) responsables del control de cada uno de los ejes son diferentes, siendo el control del eje anteroposterior más relevantes las acciones de los flexores y extensores del tobillo, y en el eje medio-lateral los abductores y aductores de la cadera, que juntos permiten un control del centro de presión (34). La localización del COP bajo cada pie es el reflejo directo del control neural de los músculos de tobillo (35).

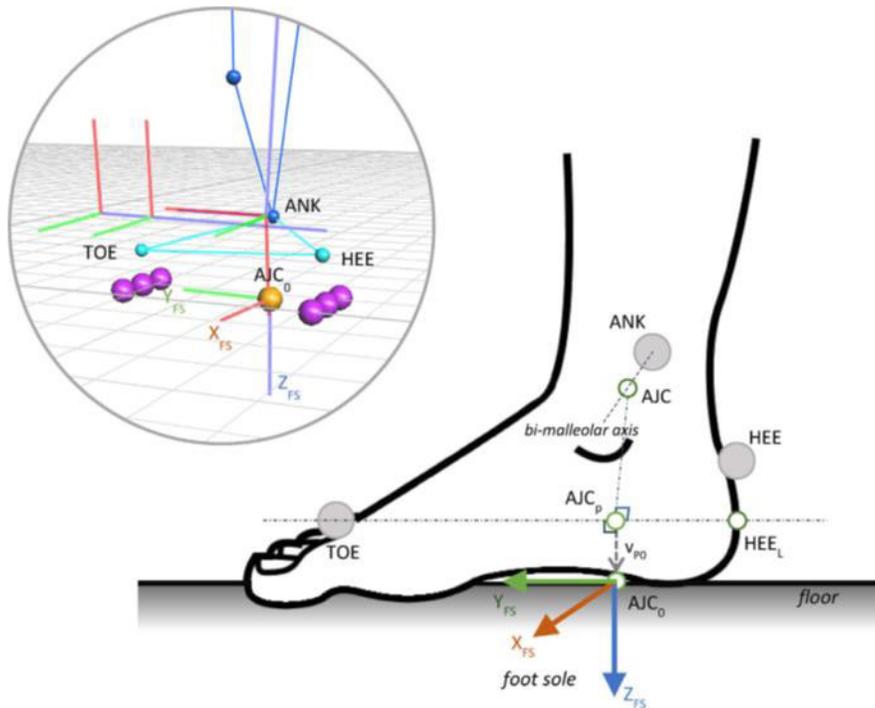


Figura 8 Vectores de cargas Verticales.

Un rango mayor de oscilación del centro de presión evidencia un peor control del equilibrio, ya que la excursión del centro de presión es más amplia, lo que es contrario al principio biomecánico de mantenerlo lo más centrado posible dentro de la base de sustentación (31).

Los mecanorreceptores y receptores sensoriales como el órgano tendinoso de Golgi,

proporcionan información en forma de impulsos aferentes asociados a la tensión de tendones, movimiento articular y posición, así como contribuyen al sistema reflejo complejo, que actúan manteniendo el equilibrio del cuerpo (32).

El mantenimiento del equilibrio viene determinado por la capacidad que tiene el sujeto para mantener su centro de gravedad dentro de los límites de su base de sustentación (31).

Las modulaciones del centro de presión y de la dirección influyen en la cantidad del torque que la fuerza de reacción del suelo produce sobre el centro de masa entendiendo que el centro de masa corresponde a la suma de las trayectorias o representación de todos los segmentos del cuerpo tanto en los planos antero/posterior como también medio/lateral (36).

Una menor complejidad en la dinámica del COP estaría asociada con un peor rendimiento y menor capacidad de adaptación (32). Mayor complejidad de las señales biológicas está asociada a sistemas saludables, mientras que una pérdida de complejidad está relacionada con la edad y la enfermedad (31).

2.4 MARCHA

La marcha humana es un modo de locomoción bípeda con actividad alternada de los miembros inferiores, que se caracteriza por una sucesión de doble apoyo y apoyo unipodal. Desde una óptica dinámica, la marcha es una sucesión de impulsos y frenados, en los que el motor de impulso se sitúa a nivel del miembro inferior posterior y frenado en el anterior (37).

La red que gobierna la deambulación está en la médula espinal, los circuitos generadores de patrones son capaces de gestionarla por completo, incluso si la corteza motora supervisa la función automática e interviene cuando es necesario aprender, perfeccionar, modificar el mecanismo o cuando la tarea se convierte en una carga (38).

Las aferencias somatosensoriales propioceptivas son responsables del control espaciotemporal en el ciclo de la marcha (frecuencia, duración, apoyo) (39).

La deambulación es crucial para la supervivencia, los intercambios sociales y todas las actividades humanas: es una acción automática compleja que, si bien parece estereotipada, es flexible.

Actividades reguladas por las vías descendentes:

- Inicio de la locomoción.
- Modificaciones anticipadas de la marcha.
- Correcto apoyo postural.
- Velocidad total de la marcha.
- Adecuación de los movimientos a las señales visivas.

Las informaciones sensoriales son para adaptar el esquema motor a la posición del miembro, iniciar las secuencias de activación muscular y preparar el movimiento en relación con las condiciones del terreno sobre el cual se procede. Modifican el estímulo central en médula espinal y envían información a centros supra espinales (39).

La fase más crítica de la marcha sucede cuando se transfiere el peso corporal de una pierna a otra; la fase de oscilación está vinculada a la capacidad propioceptiva y de equilibrio de la pierna de apoyo. Sin fricción el avance no puede ser estable.

La estabilización del miembro inferior está vinculada a sus rotaciones articulares en el plano horizontal, es progresiva y disto-proximal (pie, pierna y muslo). El pie estabilizado determina el movimiento y la sucesiva estabilización de la pierna, que influye en el muslo.

Los movimientos del pie se transfieren a la pierna, al muslo y luego a las regiones superiores en armónica sincronización funcional. Están condicionados por:

- El reconocimiento de las cargas por parte de los mecanorreceptores.
- La acción dinámica de los músculos producida por los estímulos iniciales propioceptivos.
- La estabilización activa (m) y pasiva (ligamentos y cápsulas articulares).
- La morfología de las cabezas articulares.
- Centro instantáneo de rotación de cada articulación (posición articular neutra).
- Fuerzas musculares que actúan en articulaciones (37).

“Para lograr movimientos fluidos y armónicos, es fundamental trabajar sobre la percepción y propiocepción, neutralidad articular y equilibrio muscular”.

2.4.1 CICLO

Frecuencia y amplitud están regulados a través de señales provenientes de receptores cutáneos y propioceptores.; algunos datos de “final de movimiento” desencadenan la activación de la siguiente fase.

El baricentro se desplaza siguiendo un arco de circunferencia cuyo centro está en la articulación talocrural. Para caminar y no caer, el baricentro tiene que salir de la base de apoyo y regresar sucesivamente, reubicándose en el centro de las fuerzas de reacción aplicadas por los pies. La reacción producida por estas pérdidas de equilibrio, desencadenan las respuestas anticipatorias posturales automáticas que son funcionales para avanzar (37).

En el apoyo monopodal, el baricentro se desplaza hacia el miembro de apoyo y en el doble apoyo va al centro. Durante el paso, la recuperación de energía es aproximadamente del 65%, por lo que se necesita una modesta intervención de la actividad muscular para acelerar el paso hacia delante y elevar el baricentro.

Cadena cinética abierta: hace referencia a cuando el pie realiza movimientos independientes.

Cadena cinética cerrada: los movimientos articulares ascendientes y descendientes, están concatenados (de pies a cabeza y viceversa), es por eso que los ejercicios articulares no deben ser llevados a cabo exclusivamente en descarga, sino aumentando la carga gradualmente, para sincronizar la actividad muscular de distintas regiones.

El ciclo de la marcha es la secuencia de acontecimientos que tienen lugar desde el contacto de un talón con el suelo, hasta el contacto del mismo talón con el suelo; cada miembro pasa por dos fases.

2.4.2 FASES DE LA MARCHA

- a) Fase de apoyo: en la cual el pie de referencia está en contacto con el suelo, que constituye el 60% del ciclo.
- b) Fase de oscilación: el pie de referencia está suspendido en el aire con un 40% del ciclo (40).

Fase de apoyo: Se divide en cuatro subfases (contacto inicial, respuesta a la carga, apoyo medio y apoyo final), la fase de oscilación se divide en cuatro fases (preoscilación, oscilación inicial, media y final).

Contacto inicial: el pie no se opone a la fuerza de gravedad, la utiliza para adaptarse a la morfología del terreno y recibir información relacionada a la superficie.

Fase de rigidez: el pie se opone a la fuerza de gravedad aumentando la rigidez para permitir la propulsión, la pierna en rotación externa, la hélice podal se enrolla para permitir que el pie se comporte como órgano de movimiento.

Contacto inicial (aceptación a la carga): prevé la transferencia del peso sobre el miembro anterior, amortiguación que permite absorción, distribución de fuerzas y conservación de cantidad de movimiento.

Apoyo medio: prevé sostén del cuerpo en un solo miembro y mantenimiento de equilibrio en base reducida, transferencia de carga de retropié al antepié, verificación de carga de hélice podal para fase de empuje. La eficacia se relaciona con la capacidad de equilibrio propioceptivo, sin apoyo visual o dependencia vestibular. Empeño muscular es menor.

Apoyo final (pre-swing): prevé transferencia de carga al miembro opuesto, fundamental para hacer trabajar el miembro con el mínimo trabajo muscular.

La marcha ocasiona un gasto energético y cada persona tiende a adoptar el tipo de marcha más eficiente para su estructura particular, con el menor gasto energético posible; para esto el cuerpo ha desarrollado diversos mecanismos que mejoran el rendimiento de la marcha a través de transferencias de energía y de la reducción del desplazamiento de gravedad.(40)

Las transferencias entre energía potencial y cinética es el desplazamiento vertical del cuerpo y su centro de gravedad durante la marcha. En los periodos de doble apoyo el centro de gravedad se encuentra en su punto más bajo y en los de apoyo unipodal, alcanza su punto más alto. Cuando el centro de gravedad se eleva va aumentando la energía potencial almacenada, alcanzando su valor máximo en el momento de mayor elevación, cuando descende va transformándose en energía cinética, la cual es máxima en su punto más bajo y es empleada en impulsar el cuerpo hacia adelante (40).

El desplazamiento del centro de gravedad describe una curva sinusoidal que es la que requiere un menor consumo energético.

La coordinación de movimientos de rodilla, tobillo y pie, actúa, modulando la curva para evitar los cambios bruscos de dirección, de manera que cuando el tobillo se extiende la rodilla se flexiona y viceversa (40).

El cuerpo humano durante la marcha utiliza al máximo la fuerza de gravedad y de reacción, la inercia y el mínimo fuerza del músculo. Estas son, junto con la fricción o rozamiento, las principales fuerzas que influyen en la marcha.

FASE DE OSCILACIÓN: El complejo peroneo astragalino está desvinculado del sistema de control anti gravitatorio podal y puede moverse libremente en los tres planos del espacio.

En carga, sus movimientos triplanares se transmiten a regiones suprayacentes por el nexo de la articulación Talo crural, las fuerzas del plano transversal se transfieren al frontal a través de la unión cardánica gracias a la respuesta motora generada por el astrágalo (41).

La columna vertebral sufre el apoyo del pie, modificando sus curvas en los tres planos del espacio y distribuye la carga de manera inadecuada sobre sus componentes. Por esta razón el

entrenamiento propioceptivo debe comenzar desde el pie, con el fin de reeducar y reactivar el funcionamiento de las cadenas cinéticas ascendentes, tanto en estática como en dinámica (41).

2.4.3 Activación muscular durante la marcha.

El conocer cómo actúan los músculos durante la marcha es importante, ya que cada uno tiene una acción individualizada:

- a) **Glúteo mayor:** actúa en la primera parte de la fase de apoyo al extender la cadera, su contracción se realiza en condiciones favorables ya que parte de la flexión de cadera.
- b) **Isquiotibioperoneos:** Actúan en la primera parte de la fase de apoyo, ayudan en la extensión de cadera e impiden que la rodilla se extienda totalmente. También actúan al final de la fase de oscilación, frenando la flexión de cadera y la extensión de rodilla antes del contacto inicial.
- c) **Sartorio, semitendinoso y grácil (pata de ganso):** son biarticulares y bordean la cara interna de la rodilla oponiéndose a la acentuación del valgo fisiológico. Garantizan estabilidad en el momento del contacto inicial y su acción continua durante el apoyo monopodal, comportándose como ligamentos activos. El semitendinoso actúa con los isquiotibiales en la extensión de cadera, mientras que el sartorio y grácil colaboran con los flexores de cadera.
- d) **Psoas iliaco:** Actúa al principio de la fase oscilante para iniciar la flexión de cadera.
- e) **Abductores de cadera:** Glúteo medio, su actividad muscular se produce durante toda la fase de apoyo, principalmente cuando el apoyo es unipodal y la pelvis tiende a caer hacia el lado del miembro que oscila, su contracción excéntrica va a controlar este movimiento.
Tensor de la fascia lata: estabiliza transversalmente la pelvis durante la primera parte de apoyo y actúa como ligamento lateral externo activo y equilibra la actividad de los músculos de la pata de ganso. Al inicio de la fase de oscilación asegura el equilibrio lateral en oposición a los aductores.
- f) **Aductores de cadera:** actúan al final de la fase de apoyo y al principio de la fase oscilante, se contraen y junto con los flexores de cadera mueven el fémur hacia

adelante. El aductor mayor actúa en la fase final de oscilación y permanece activo al comienzo del apoyo.

- g) **Cuádriceps:** Extiende la rodilla al final de la fase de oscilación y continua al principio de la fase de apoyo.
- h) **Tibial anterior y extensores de los dedos:** actúan como dorsiflexores de tobillo en el contacto inicial, amortiguando y su acción se mantiene en una contracción excéntrica que frena la caída del antepié. Después actúan de manera concéntrica en la fase de oscilación para flexionar el tobillo evitando el choque con el suelo al acortar la extremidad.
- i) **Tríceps sural:** El sóleo actúa de manera excéntrica, estabilizando la rodilla al desacelerar el desplazamiento anterior de la tibia con relación al pie, en el momento de iniciarse la elevación del talón el tríceps con una contracción isométrica solidariza al pie con el segmento tibial, permitiendo que el talón despegue del suelo y al final de la fase de apoyo, realiza una extensión de tobillo, mediante una contracción concéntrica.
- j) **Tibial posterior:** Asume su papel de estabilizador lateral, controlando la parte interna al momento de la fase de apoyo.
- k) **Peroneos largo y corto:** En el apoyo unipodal controlan la estabilidad transversal del tobillo. En la fase de preoscilación permiten la elevación de la parte externa del pie.
- l) **Músculos intrínsecos del pie:** Mantienen la forma y sustentación dinámica de los arcos. Los músculos propios del primer y quinto dedo tensan los arcos longitudinales interno y externo, el flexor corto plantar mantiene la curva de los tres radios medios y actúa de forma sinérgica con el tríceps sural (42).

2.5 SISTEMAS DE MEDICIÓN Y VALORACIÓN DE MARCHA.

La valoración de la marcha constituye una herramienta diagnóstica importante en la evaluación de patologías principalmente relacionadas con el sistema músculo- esquelético (43).

El análisis de marcha es la medición, descripción y evaluación sistemática de los parámetros que caracterizan la locomoción humana. A través del análisis de la marcha se adquieren y

analizan parámetros espacio-temporales, cinemáticos, cinéticos y de actividad muscular para proporcionar información que describe las características fundamentales de este proceso (44).

El estudio de la marcha ha interesado desde tiempos remotos y los métodos para su evaluación ha evolucionado con los años, se han perfeccionado y simplificado las técnicas para su análisis y se han desarrollado nuevos métodos 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, necesidad de ayudas técnicas, etc (44).

Los métodos existentes para el análisis de la marcha son numerosos, y permiten la obtención de los parámetros cuantitativos característicos de una manera objetiva. Durante el análisis de marcha muchos factores deben ser considerados para realizar la evaluación de forma correcta, algunos de ellos se deben tener en cuenta desde la etapa de configuración y planeación del laboratorio, otros para el proceso de adquisición de los parámetros o para el análisis de los resultados (40).

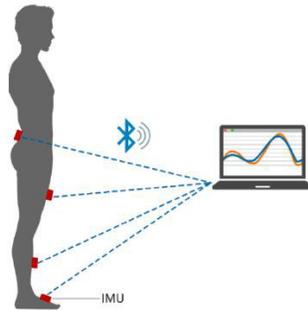
Para evaluar los parámetros temporales y espaciales, se han implementado desde la tinta y papel, interruptores de pie, un pasillo instrumentado hasta los más sofisticados sistemas de análisis como la videogrametría que incluye la colocación de marcadores en el cuerpo, que son detectados por sistemas optoelectrónicos; algunas de las técnicas implican el uso de acelerómetros y goniómetros. Después de la etapa de adquisición de datos, el segundo paso consiste en la colocación de los marcadores, que permitirán determinar los ángulos de las articulaciones, velocidad lineal y angular, y los patrones de aceleración (45).

Estos sistemas de adquisición de datos utilizados para determinar los parámetros cinemáticos son con frecuencia demasiado complejos, requiriendo demasiado tiempo y entrenamiento del personal en su manejo, pero constituyen herramientas útiles en la investigación (46).

Este tipo de estudios se realiza en laboratorios de análisis de postura y movimiento que generalmente utilizan un sistema de adquisición constituido por cámaras optoelectrónicas infrarrojas y cámaras de video convencionales para el estudio cinemático de la marcha (43). A pesar de que este tipo de sistemas constituye la forma más utilizada y confiable en el

análisis de marcha, presenta algunas limitaciones asociadas; como el alto costo, los largos procesos de calibración del sistema y preparación de los sujetos, además de limitar las pruebas a un ambiente de laboratorio (43).

Distintos autores han realizado estudios de movimiento utilizando IMUs (Inertial Measurement Unit (Unidad de Medición Inercial), tanto para detectar eventos en la marcha



o algunas patologías asociadas (45).

También se han realizado comparaciones entre los sistemas ópticos y sensores inerciales en la medición de algunos parámetros de la marcha (45).

Figura 9 Esquema de sistema IMU

Hwang et al. proponen en su trabajo una detección de eventos de la marcha en tiempo real, utilizando un único sensor inercial ubicado en la cabeza. Se mide la aceleración de la cabeza mediante un IMU con el fin de detectar dos eventos en la marcha (47). Cuando una persona apoya el talón al caminar y luego de la fase de apoyo despegar el pie del suelo, el impacto es generado entre el pie y el suelo, lo que se transmite hacia la cabeza a través de diferentes estructuras fisiológicas dirigidas por el eje corporal (46).

Sijobert et al. por su parte, proponen una detección temprana de FOG (freezing of gait, que corresponde al bloqueo en la marcha que experimentan los pacientes con Parkinson) y festinación (una tendencia que también experimentan los pacientes con Parkinson, que consiste en acelerar su marcha para evitar la caída hacia adelante), para ayudar en la asistencia de pacientes con Parkinson y llegar a utilizar la detección de estos eventos para gatillar una estimulación eléctrica y así evitar caídas (46). La detección temprana se basa en un sensor inercial inalámbrico ubicado en la pierna del paciente. Los resultados de sus pruebas muestran que los datos entregados por los IMUs son útiles para estimar varios parámetros, sobre todo si se suma a la observación de la marcha, para detectar cambios, incluyendo FOG y festinación (47).

En su trabajo, **Seel et al.** presentan el cálculo de ángulos de articulaciones para el análisis de marcha. Proponen un método que utiliza solo giroscopios y acelerómetros, quitando

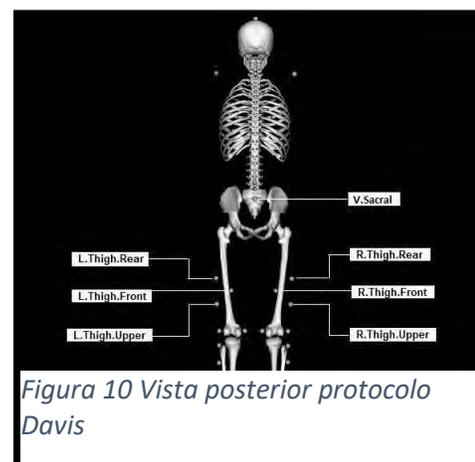
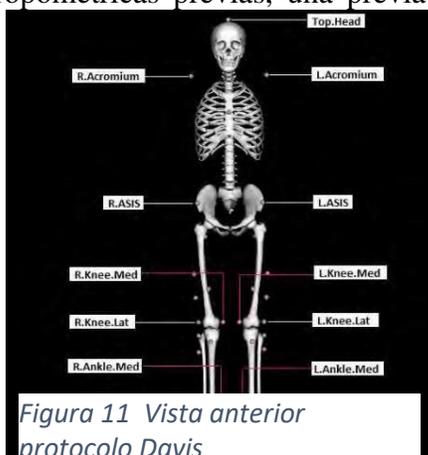
magnetómetros. Proporcionan resultados de pruebas realizadas en un paciente amputado a nivel transfemoral (una de sus piernas corresponde a una prótesis y se midieron ambas), en donde se comparan los métodos de medición basados en IMUs con un sistema de análisis de movimiento óptico 3D. Enfocan su estudio en articulaciones de tipo bisagra, es decir, con un grado de libertad, ya que ha sido demostrado que los datos entregados por IMUs pueden ser usados para calcular ángulos de articulación tipo bisagra cuando al menos un IMU es fijado a cada lado de la articulación (43).

Actualmente uno de los métodos más utilizados es la combinación de plataformas dinamométricas para la cinética con técnicas de videogrametría para la cinemática, comúnmente en unión a sistemas de registro de EMG dinámica (44).

La videogrametría es una técnica derivada de la fotogrametría que se vale de imágenes de algún objeto tomadas desde varios puntos de vista para realizar una reconstrucción tridimensional (27). Aunque la videogrametría es una aproximación usada para la reconstrucción tridimensional, puede ser aplicada para el análisis bidimensional del movimiento, mediante el uso de una cámara situada paralela al plano que se analizará (27).

La electromiografía se refiere al análisis de las actividades del músculo y la determinación de la duración y la intensidad relativa de la actividad muscular; los registros de EMG proporcionan un medio útil para determinar patrones de activación muscular durante la marcha. La actividad de los músculos superficiales puede ser registrada con electrodos de superficie y la de los músculos profundos con electrodos de alambre fino (43).

Para el análisis de la marcha por el método de combinación de plataformas dinamométricas y videogrametría, se requiere del posicionamiento de marcadores, de acuerdo con medidas antropométricas previas, una previa calibración del



sistema, determinación de la longitud del pasillo (43).

Posicionamiento de los marcadores: es uno de los aspectos con mayor influencia durante el proceso de adquisición en los análisis mediante videogrametría, que corresponde a colocación de los marcadores que utiliza el sistema para detectar los puntos anatómicos (18).

Para la colocación de los marcadores existen diversos protocolos, siendo el protocolo de Davis uno de los más utilizados actualmente, en el que como puntos anatómicos de referencia se toman las prominencias óseas (18).

Plug-in Gait es un modelo biomecánico asociado a los sistemas MoCap de la empresa VICON y se utiliza con los software Nexus y Polygon. Está basado en el modelo de marcha Newington-Helen Hayes que calcula la cinemática articular y cinética a partir de las posiciones tridimensionales de marcadores y medidas antropométricas específicas. Este modelo define segmentos

corporales rígidos y los ángulos de articulación entre dichos segmentos, para luego aplicar masas



Figura 12 Modelo Plug-in Gait

y momentos de inercia a los segmentos y permitir el cálculo de las reacciones que ocurren en ellos (35).

El modelado para miembros inferiores usando *Plug-in Gait* requiere de algunas medidas antropométricas del sujeto: altura, peso, diámetro de la rodilla, diámetro del tobillo, largo de la pierna, distancia entre EIAS y trocánter mayor (profundidad de la pelvis), y la distancia entre EIAS (ancho de la pelvis)

(43). La ubicación de marcadores para este protocolo se basa en el modelo Newington-Helen Hayes, que incluye marcadores para la pelvis y ambas extremidades inferiores (48).

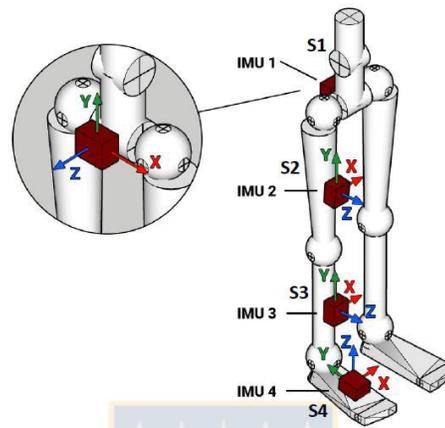


Figura 13 Sistema de referencia de sensores

Los modelos anteriormente estudiados por diversos autores resultan entonces un análisis que se enfoca únicamente en un componente de la gama de factores relevantes para el adecuado análisis de la marcha y todo lo que esta conlleva y se olvida de convertirlo en un análisis integrativo, pues los datos cinemáticos, espacio- temporales y cinéticos se analizaban por separado, creando fallas en el análisis de resultados de las valoraciones.

2.6 LABORATORIO DE ANÁLISIS DE MOVIMIENTO HUMANO: NORAXON.

Se trata de un sistema operativo el cual permite trabajar de forma conjunta, un engrama completo de factores los cuales permiten evaluar de forma individual pero sincronizada el movimiento humano gracias a los softwares de los que se compone.

Se compone de los siguientes softwares; *Myo Motion*, *Myo Muscule*, *Myo Video*, *Myo Pressure* este último será en el cual fungirá un papel primordial en el estudio, sin dejar de lado la cohesión con el demás software.

Además cuenta con un hardware que nos permite no solo visualizar esquemáticamente la interacción u acción musculoesquelética al realizar la marcha si no que, nos permite realizar una valoración mucho más profundo y cuantificativo, logrando que de este modo sea posible el ser mucho más específicos y acertado en el análisis de resultados arrojados por el equipo; el cual se conformara por:

MYO MUSCULE el cual es posible gracias a que presenta un conjunto de sensores 8 Ultium-EMG, los cuales son sensores inalámbricos capaces de capturar información neuromuscular en tiempo real, siempre sincronizado para un análisis detallado, en la búsqueda de alteraciones, recuperación de lesiones, análisis de fatiga y biofeedback (49).



Figura 14 Análisis por medio de EMG

MYO MOTION el cual presenta un conjunto de herramientas para analizar registros de movimiento, gracias a 7 sensores de medición de inercia de grado medico (IMU), las cuales tienen la capacidad de medir el movimiento 3D basados en cámaras, siendo un sistema inalámbrico, con un nivel de precisión de 1-2° el cual permite medir ángulos de orientación, ángulos anatómicos y aceleración lineal; el movimiento se mostrará como un avatar humano (49).



Figura 15 Análisis de movimiento

MYO VIDEO es un sistema de captura y análisis de datos biomecánicos basados en video de grado médico que pretende evaluar e identificar, donde se deben realizar mejoras o correcciones, y cuando estas se lograron, es posible gracias a la sincronización automática de las cámaras HD, e infrarrojos, es un sistema de alta definición y velocidad que además logra sincronizarse en todo momento con los otros softwares, logrando seguimiento de marcadores reflejantes, comprensión de video en tiempo real, captura de video de alta velocidad (49).



Figura 16 Captura y análisis de datos biomecánicos.

MYO PRESSURE es un módulo que permite calcular automáticamente de forma estática y dinámica la impresión de presión promedio la línea de marcha CoP, diagrama de mariposa, estadísticas de fuerza máxima y duración, y la curva de fuerza total permite analizar cualquier área en la superficie plantar y facilita la identificación de anomalías de la marcha, consta de una plataforma de más de 5,000 sensores de presión sobre su superficie que permite informar los parámetros espaciales, temporales y duración de la marcha de los sujetos.

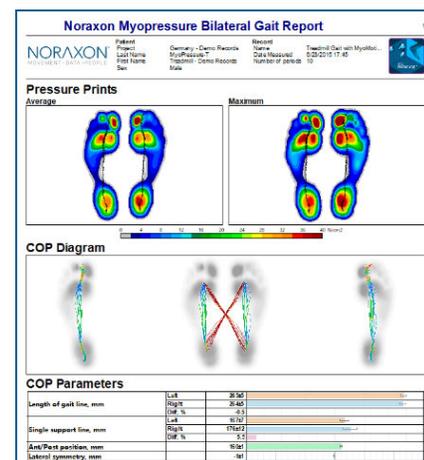


Figura 17 Presión plantar.

El análisis tridimensional instrumentado de la marcha (Three-dimensional instrumented gait analysis, 3D-GA) proporciona información completa sobre la marcha normal y patológica. Esta información es útil para objetivos científicos y en la práctica clínica porque proveen datos objetivos sobre movimientos articulares (cinemática), variables en tiempo y distancia (datos espacio-temporales), y sobre momentos en articulaciones y fuerzas (cinética) (46).

McCaskey, MA et. al. es el primer intento de investigar sistemáticamente los efectos de un entrenamiento sensoriomotor basado en la teoría en pacientes con Dolor lumbar crónico no específico sus siglas en inglés CNLBP (Chronic Nonspecific Low Back Pain). Proporcionará análisis de varios segmentos posturales durante una tarea dinámica para el análisis cuantitativo de la calidad y el cambio del desempeño de la tarea en relación con los cambios en el dolor y el estado funcional. La oscilación se grabará en sincronización con el COP y el video durante 10 segundos (3 segundos antes de la perturbación y 7 segundos después de la perturbación) y se repetirá 5 veces (50).

Kalron A, Achiron A et. al. el propósito del estudio fue determinar la relación entre los parámetros de control postural estático con el miedo a la caída y el historial de caídas en personas con esclerosis múltiple (EM) sin dispositivos de asistencia de movilidad. Se encontró que la longitud de la ruta de CoP realizada con los ojos abiertos explica el 42% de la varianza relacionada con al menos una caída durante los últimos seis meses. La medición de las trayectorias de CoP con posturografía instrumentada debe considerarse en el manejo del riesgo de caída en la población con EM (51).

3 JUSTIFICACIÓN.

La neuroartropatía de Charcot es una enfermedad degenerativa progresiva que afecta las articulaciones del pie (11). Actualmente, la diabetes es la causa más frecuente de esta entidad, su prevalencia en esta población oscila del 0,8 al 7,5%. Este daño nervioso disminuye la capacidad de percibir estímulos sensoriales y los reflejos musculares que controlan el movimiento, generando así un daño progresivo que puede ser condicionante de una discapacidad importante en la población. Dado el daño tan importante que produce en las estructuras óseas y función del tobillo y marcha, resulta importante estudiar su impacto para aportar mayor conocimiento sobre el tema y búsqueda de soluciones factibles. Para el equipo

interdisciplinaria de cirugía y pie y rehabilitación física, dentro del cual se encuentra el fisioterapeuta, resulta de importancia tener más datos para diseñar mejores tratamientos.

4 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

La neuropatía de Charcot tiende a precipitar una debilidad de los grupos musculares de la extremidad inferior, además de una alteración importante en la presión plantar que se ejerce al realizar la marcha la cual propiciara la presencia del desequilibrio dinámico y funcional puesto que se ocasionan deformidades complejas del pie, (17) lo cual se verá reflejado en las limitaciones funcionales debidas a una resistencia física deficiente, éstas pueden derivar en una discapacidad por no poder llevar a cabo las actividades de la vida diaria instrumentales o actividades laborales (52), así como un incremento en el riesgo de caídas, lo que limita la autonomía y el tipo de actividades susceptibles de llevarse a cabo por parte del sujeto (31).

PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN: ¿Cuál es la trayectoria del centro de presión y fases de la marcha durante la marcha en pacientes con artropatía de Charcot de etiología diabética?

5 OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

Describir las fases de la marcha y trayectoria del centro de presión durante la marcha en pacientes con artropatía de Charcot de etiología diabética.

ESPECÍFICOS:

- Medir las fases de la marcha y la trayectoria del centro de presión durante la marcha en pacientes con artropatía de Charcot de etiología diabética.
- Analizar e interpretar los resultados.
- Describir el resto de las variables del estudio de marcha.
- Compararlos con la bibliografía existente.

6 MATERIAL Y MÉTODOS

6.1 DISEÑO DE ESTUDIO.

Se trata de un estudio descriptivo, transversal a fin de describir el trayecto del centro de presión plantar en pacientes con neuroartropatía de Charcot.

6.2 TIPO DE DISEÑO.

Se llevará a cabo un estudio transversal, descriptivo, en pacientes con diagnóstico médico de neuroartropatía de Charcot, con la finalidad de analizar la trayectoria del centro de presión plantar al realizar marcha en el laboratorio de análisis de movimiento NORAXON, con el objetivo de describir la misma, a partir de los resultados obtenidos realizar un análisis.

6.3 MATERIAL DE INVESTIGACIÓN.

Se realizó un estudio de análisis de marcha y movimiento individual a los pacientes con diagnóstico médico de neuroartropatía de Charcot referido por el cirujano de tobillo y pie y recibido en la Unidad Especializada en Rehabilitación Física de la Torre Vida UG, a fin de conocer la trayectoria del centro de presión plantar.

6.4 DEFINICIÓN DEL UNIVERSO

El universo está conformado por todos los pacientes con diagnóstico de neuroartropatía de Charcot de etiología diabética referidos a la Unidad Especializada en Rehabilitación Física Torre Vida UG con marcha independiente.

6.5 DEFINICIÓN DEL MARCO MUESTRAL

Pacientes con diagnóstico de neuroartropatía de Charcot de etiología diabética, con capacidad de realizar marcha en plataforma de presión, mayores de 18 años que ingresen a la Unidad Especializada en Rehabilitación Física, Torre Vida UG. Se realizará el análisis de marcha y movimiento en el laboratorio de análisis de movimiento NORAXON, en una única ocasión en la cual se solicitará al paciente caminar sobre la plataforma y a partir de esta se analizarán los resultados arrojados, con respecto a la trayectoria del centro de presión plantar.

6.6 TAMAÑO, TIPO DE MUESTRA Y MÉTODO DE SELECCIÓN.

El tamaño de la muestra será estrictamente de acuerdo con los pacientes que cumplan los criterios de inclusión que serán valorados por el médico especialista en medicina de rehabilitación que a su vez determinará si el paciente es candidato para realizar el análisis de marcha y movimiento, en caso de ser así se le realizará la prueba al paciente y se incluirá en el proyecto.

6.7 DEFINICIÓN DE UNIDADES DE OBSERVACIÓN.

Pacientes con diagnóstico de neuroartropatía de Charcot que acudan a la Unidad Especializada en Rehabilitación Física Torre VIDA UG.

6.8 CRITERIOS DE INCLUSIÓN:

- Pacientes adultos con diagnóstico emitido por parte del cirujano de tobillo y pie de neuroartropatía de Charcot y/o pie de Charcot.
- Que sea con origen diabetes mellitus.
- Paciente con capacidad de caminar sobre la plataforma de presión.

6.9 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN:

- Pacientes adultos con diagnóstico de neuroartropatía de Charcot que no sea a causa de diabetes mellitus.

6.10 CRITERIOS DE ELIMINACIÓN:

- Pacientes que al momento del estudio no sean capaces de realizar la marcha.

7 VARIABLES

7.1 VARIABLE DEPENDIENTE.

Trayectoria de presión plantar evaluada con Laboratorio de análisis de movimiento NORAXON.

7.2 VARIABLE INDEPENDIENTE.

Edad, género, peso, talla y diagnóstico médico.

Tabla 3 Operacionalización de variables

<i>Variable</i>	<i>Clasificación</i>	<i>Definición</i>	<i>Tipo</i>	<i>Escala de medición</i>	<i>Instrumento de medición</i>	<i>Unidades de medida</i>
Trayectoria de centro de presión plantar.	Dependiente	El punto de aplicación de las fuerzas de reacción del suelo en el pie se describe por medio del centro de presión (COP).	Cuantitativo Discreta	NA	Plataforma de análisis de presión plantar.	Grados.
Edad	Independiente	Es el tiempo transcurrido desde el nacimiento de un ser vivo. Hasta la época actual	Cuantitativa Continua	NA	Fecha de nacimiento.	Años
Sexo	Independiente	Condición orgánica, masculina o femenina, de los animales y las plantas.	Cualitativo Dicotómico	NA	NA	NA

8 METODOLOGÍA.

Para el presente proyecto, se recibió a pacientes referidos por el médico cirujano de tobillo y pie con el diagnóstico de neuroartropatía de Charcot, la valoración inicial fue realizada por el médico especialista en rehabilitación, posteriormente se realizó el estudio en el laboratorio de análisis de movimiento y marcha, se colocaron sensores de movimiento así como sensores

de electromiografía de superficie en el punto motor del tibial anterior, peroneo lateral, gastrocnemio medial y gastrocnemio lateral de forma bilateral. A continuación, se realizaron pruebas de calibración para asegurar la lectura adecuada de todos los sensores. Posteriormente se realizó el estudio de movimiento y marcha en 2 apartados; marcha sin zapatos y marcha con zapatos, se registraron los resultados con caminata en la plataforma de presión mínimo de 1 minuto de duración.

8.1 INSTRUMENTOS POR UTILIZAR.

Se formula una tabla de orientación la cual se compone de todos los datos y resultados obtenidos, de los estudios aplicados a cada sujeto por el laboratorio de análisis de movimiento Noraxon, esta tabla se formula y genera con la finalidad de contar con bases informativas y referencial en futuros estudios.

9 RESULTADOS

Resulta de gran interés los resultados arrojados por cada uno de los estudios realizados en los sujetos que participaron en el presente proyecto, ya que las condiciones clínicas de cada uno eran muy variables, se recibieron en el período de 14 mayo 2019 al 18 de junio 2019 3 pacientes. Cabe mencionar que este reporte de resultados corresponde a sólo una fracción del estudio ya que se trata de un estudio institucional el cual seguirá vigente. Asimismo, se pudieron extraer datos de fases de la marcha los cuales deseamos presentar para enriquecer la información presentada.

El sujeto I fue capaz de realizar marcha independiente con y sin calzado, al propio sujeto I, se le solicitó caminar sobre la plataforma de análisis de presión plantar de manera independiente, con la finalidad de que el equipo fuese capaz de emitir de manera clara la información necesaria, permitiendo de este modo contar con los resultados fiables arrojados por el equipo, en tanto que el sujeto II únicamente le fue posible realizar la prueba con uso de calzado ya que al contar con una lesión de suma importancia en la planta del pie la cual mostraba incluso saliente ósea le resultó imposible realizar la prueba sin calzado, lo anterior es producto de su patología, el sujeto III presentaba amputación de miembro pélvico derecho por lo cual los resultados no son aseguibles al presente estudio por ello no se presentan. Posteriormente fue posible describir de una forma objetiva el desplazamiento del centro de

presión plantar, al igual que la longitud de la línea de desplazamiento, la duración del apoyo y los picos de fuerza distribuidos en tres zonas del pie en los diferentes momentos del estudio durante la marcha en pacientes con diagnóstico médico de neuroartropatía de Charcot de etiología diabética.

El sujeto I fue capaz de realizar marcha independiente sin calzado y con calzado emitiendo los datos denotados con respecto a la realización de las fases de la marcha (Tabla 4), en

FASES DE LA MARCHA	NORMAL	SUJETO I (CON ZAPATOS) DERECHO	SUJETO I (CON ZAPATOS) IZQUIERDO	DIFERENCIA %	SUJETO I (SIN ZAPATOS) DERECHO	SUJETO I (SIN ZAPATOS) IZQUIERDO	DIFERENCIA %
Fase de apoyo	62%	73.2% ± 3.1%	71.8% ± 3.7%	2.0%	56.2 %	59.8%	-6.1%
Respuesta a la carga	12%	22.9% ± 3.4%	22.0% ± 2.5%	4.0%	No registrada	6.6%	No Registrado
Apoyo medio	38%	28.2% ± 3.6%	26.9% ± 3.1%	5.1%	No registrado	47.1%	No registrado
Pre-balanceo	12%	22.1% ± 2.5%	22.9% ± 3.4%	-3.6%	6.1 %	6.2%	-1.5%
Balanceo	38%	26.8% ± 3.1%	28.2% ± 3.7%	-5.0%	43.8%	40.2%	9.1%
Doble apoyo	25%	44.9% ± 4.2%	44.9% ± 4.2%	-----	12.8%	12.8%	-----

Tabla 4 Resultados de parámetros de fases de la marcha

FASES DE MARCHA	NORMAL	SUJETO II (CON ZAPATOS) DERECHO	SUJETO II (CON ZAPATOS) IZQUIERDO	DIFERENCIA %
Fase de apoyo	62%	74.8% ± 4.5%	71.2% ± 4.1%	5.0%
Respuesta a la carga	12%	22.5% ± 4.3%	23.3% ± 3.3%	-3.4%
Apoyo medio	38%	28.9% ± 4.9%	25.4% ± 5.2%	14.1%
Pre-balanceo	12%	23.3 % ± 3.3%	22.6% ± 4.2%	3.3%
Balanceo	38%	25.2 ± 4.5%	28.8 % ± 4.1%	-12.3%
Doble apoyo	25%	45.8 % ± 6%	45.8 % ± 6%	

Tabla 5 Resultados de parámetros de fases de la marcha

cuanto al sujeto II los datos obtenidos fueron únicamente en una prueba realizada con calzado (Tabla 5) ambos resultados en una comparativa con los porcentajes normales en los parámetros de la marcha (Fig. 18).

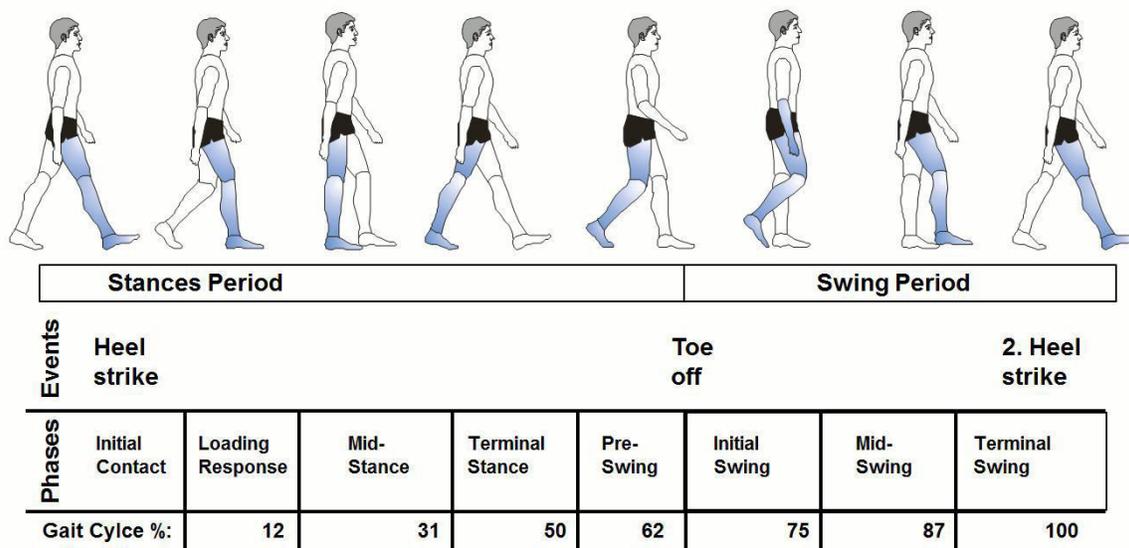


Figura 18 Parámetros normales fases de marcha

Con respecto a los resultados de la evaluación de COP se encontraron las mismas discrepancias de acuerdo al estado de los sujetos arrojando los picos maximos de fuerza localizados en tres zonas del pie aunada a la duración en porcentaje de presión durante el apoyo del pie en la plataforma de presión, el análisis en el sujeto uno fue posible en todas las variantes haciendo posible contrastar los resultados obtenidos en ambas situaciones (con y sin calzado) (Tabla 6, 7), sin embargo el sujeto dos solo fue capaz de realizar la prueba con calzado y por lo tanto la información obtenida fue solo de un momento de prueba.(Tabla 8, 9), de igual forma de manera gráfica el análisis arrojó los resultados donde es posible visualizar de forma clara los resultados en cada uno de los estudios realizados.(Fig. 19, 20, 21)

PRESIÓN PLANTAR PICO DE FUERZA	SUJETO I (CON ZAPATOS) DERECHO	SUJETO I (CON ZAPATOS) IZQUIERDO	SUJETO I (SIN ZAPATOS) DERECHO	SUJETO I (SIN ZAPATOS) IZQUIERDO
ANTEPIE	174.8 N	240 N	47.4 N	94.2 N
MEDIO PIE	272.5 N	167.3 N	176.3 N	507.6 N
RETROPIE	108.1 N	202.9 N	464.6 N	293.8 N

Tabla 6 Presión plantar I

Tabla 7 Duración de apoyo

DURACIÓN EN APOYO	SUJETO I (CON ZAPATOS) DERECHO	SUJETO I (CON ZAPATOS) IZQUIERDO	SUJETO I (SIN ZAPATOS) DERECHO	SUJETO I (SIN ZAPATOS) IZQUIERDO
ANTEPIE	99%	99.5%	96.5%	78.5%
MEDIO PIE	92.0%	88.5%	100%	100%
RETROPIE	83.5%	85.0%	99%	100%

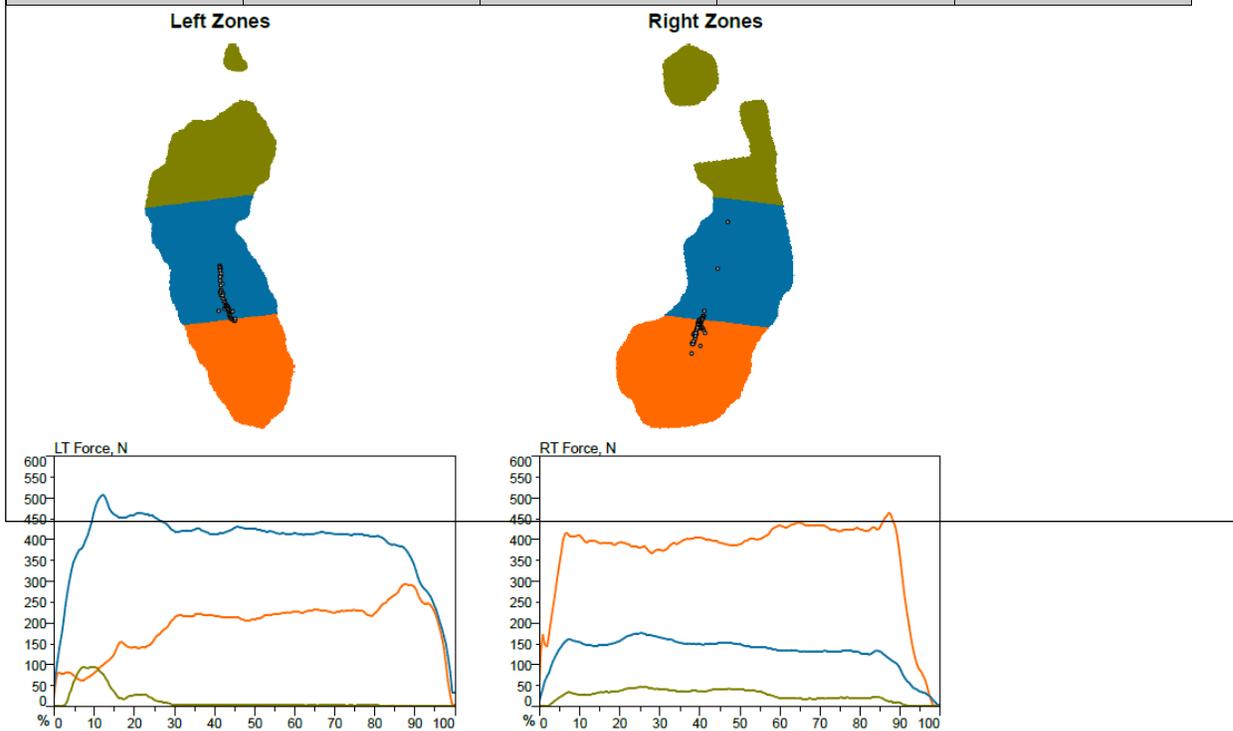


Figura 19 Sujeto I 3 zonas de presión (sin calzado)

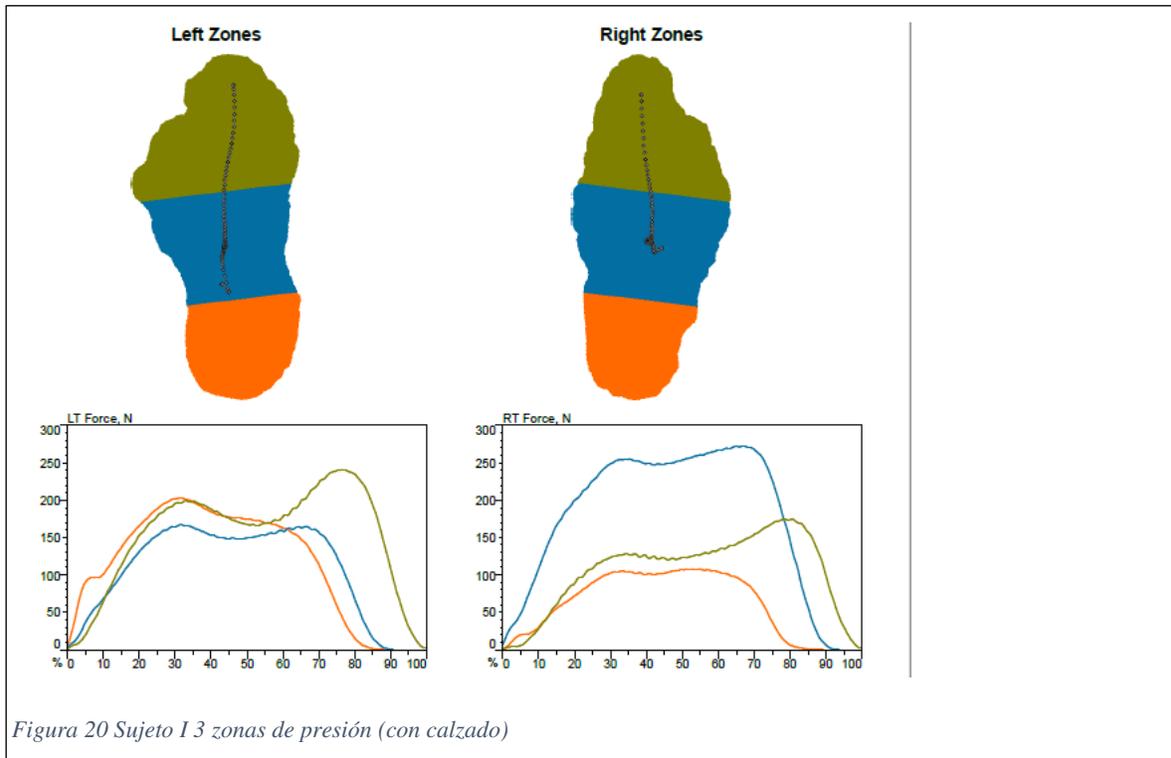


Figura 20 Sujeto 1 3 zonas de presión (con calzado)

PRESIÓN PLANTAR	SUJETO II (CON ZAPATOS) DERECHO	SUJETO II (CON ZAPATOS) IZQUIERDO
ANTEPIE	358.9N	74.5 N
MEDIO PIE	301.7N	158.8 N
RETROPIE	422.3N	517.6 N

Tabla 8 Presión Plantar II

DURACIÓN EN APOYO	SUJETO II (CON ZAPATOS) DERECHO	SUJETO II (CON ZAPATOS) IZQUIERDO
ANTEPIE	91.5%	88%
MEDIOPIE	88.0%	91%
RETROPIE	85.5%	89%

Tabla 9 Duración de apoyo II

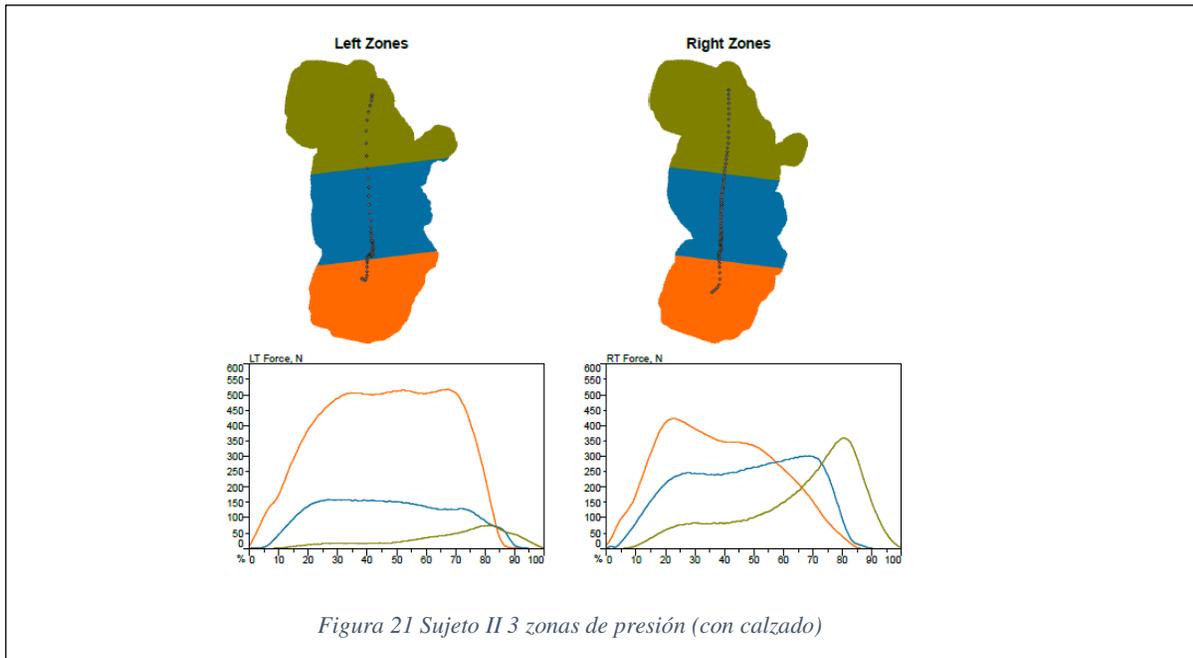


Figura 21 Sujeto II 3 zonas de presión (con calzado)

Además fue posible analizar los mm que tiene de desplazamiento el COP bajo el pie al momento de realizar la marcha y a su vez dar a conocer el espacio donde este establece su trayectoria, de igual forma se presento sesgo de información dado el estado fisico de los sujetos de estudio. (Tabla 10) en una forma individual graficamente se logro denotar la linea de desplazamiento. (Fig. 22,23,24)

LONGITUD DE LINEA DE DESPLAZAMIENTO	SUJETO I (CON ZAPATOS)	SUJETO I (SIN ZAPATOS)	SUJETO II (CON ZAPATOS)
Derecho	149 ± 28 mm	73mm.	239 ± -21 mm
Izquierdo	192 ± 35 mm	35mm.	219 ± 30 mm
Diferencia	-22.7%	107.5%	9.1%

Tabla 10 Longitud de línea de desplazamiento

Figura 22 Sujeto I (con calzado)

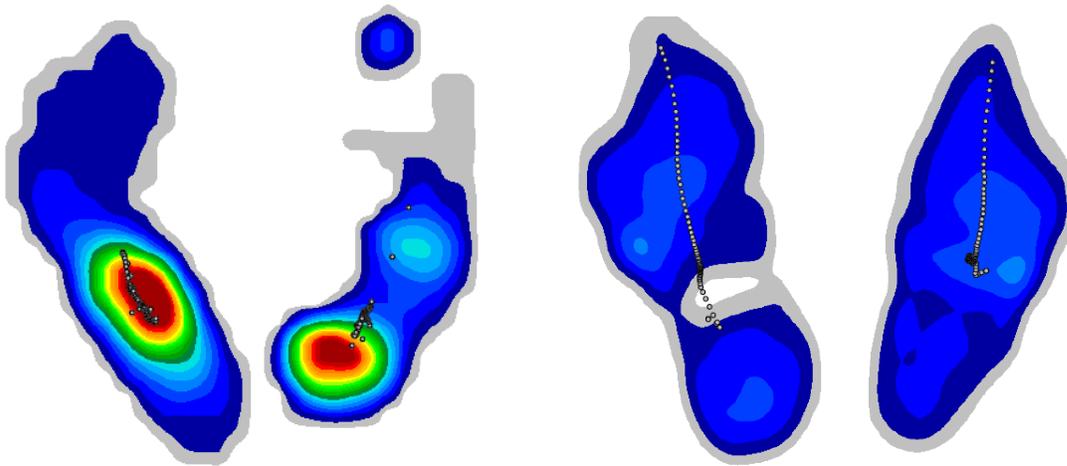


Figura 23 Sujeto I (sin calzado)

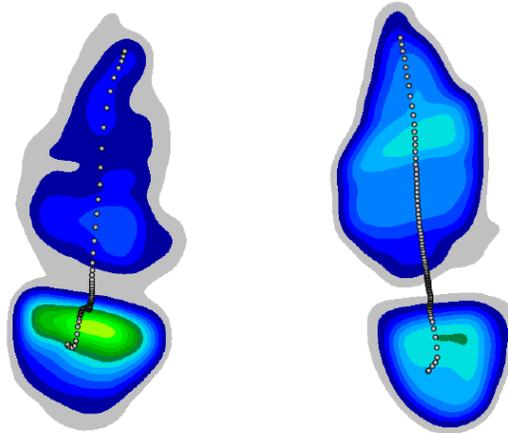


Figura 24 Sujeto II (Con calzado)

10 DISCUSIÓN.

El presente reporte de proyecto forma parte de un proyecto institucional de la Unidad Especializada en Rehabilitación Física de la Torre VIDA UG, su objetivo fue describir la trayectoria del centro de presión plantar y fases de la marcha en pacientes enviados con diagnóstico médico de neuro artropatía de Charcot, y tener conocimiento de cómo este se desplaza durante la ejecución de la marcha, de la misma manera conocer los parámetros durante las fases de la marcha, y la línea de desplazamiento del apoyo plantar, obtenidos gracias al equipo de análisis de movimiento NORAXON. El estudio fue posible realizarlo solo en dos sujetos dadas las condiciones de estos y se realizaron en dos momentos, con y sin calzado, a fin de realizar un análisis mucho más completo, ambos sujetos muestran similitudes en cuanto a los desórdenes biomecánicos arrojados por el equipo de análisis de movimiento. Tras el análisis de los datos obtenidos se observó que los pacientes con neuroartropatia de Charcot presentan parámetros fuera del rango normal durante las fases de la marcha, haciendo evidente que la trayectoria del COP es más lenta de la normal puesto que todos los sujetos hicieron evidente que las fases de apoyo y de contacto en el suelo van por encima de los parámetros de fases de la marcha establecidos como normales, sin embargo durante las fases de apoyo medio-pre-swing esta relación se invirtió ya que se demostró mayor velocidad en el desplazamiento del COP.

Las diferencias en la velocidad del COP tienen implicaciones para la función del pie. Por ejemplo, durante la postura terminal, el antepié es la única estructura en contacto con el suelo. Por lo tanto, se debe generar suficiente fuerza para impulsar la extremidad inferior hacia adelante sobre el antepié, de lo contrario la gravedad evitaría la progresión del cuerpo hacia adelante. La generación de fuerza requerida está asociada con la desaceleración de la velocidad del COP a medida que atraviesa las articulaciones metatarsofalángicas. Las diferencias en la velocidad del COP durante la postura terminal sugieren variaciones entre las posturas del pie en el mecanismo para generar la fuerza que se requiere para la progresión hacia adelante.

Durante el pre-swing, cuando el pie contralateral golpea el suelo, tanto la gravedad como la generación de fuerza por parte de la musculatura de cadena posterior del miembro pélvico contralateral contribuyen a la propulsión hacia adelante del cuerpo sobre las articulaciones metatarsofalángicas.

De igual manera la duración del apoyo y la distribución del mismo en las tres zonas del pie resulto denotar que el la distribución de cargas sin calzado se encuentra casi estática en la zona de medio pie y retropié, el antes mencionado se ve totalmente modificado por la presencia de calzado resultando ser una herramienta de soporte para la estructura del pie y por tanto la carga que se ejerce sobre él y la oscilación del COP durante el apoyo lo cual significa mayor control postural pues, a mayor oscilación del COP mayor alteración de equilibrio y control postural, ya que la línea de desplazamiento del COP es más amplia, lo que es contrario al principio biomecánico de mantenerlo lo más centrado posible dentro de la base de sustentación son varios los autores que defienden que los menores rendimientos de las personas con alteración en la línea de longitud de COP, en pruebas de equilibrio se deben a alteraciones en el sistema propioceptivo Un estudio de Besmaña et al. mostró que una sobreestimulación de los receptores plantares tenía repercusiones negativas en el control del equilibrio. En el caso de las personas con neuro artropatía de Charcot un estímulo constante, como el constante aumento de presión en zonas específicas aunado a lesiones en la planta del pie, podría reducir la sensibilidad de estos receptores sensoriales, ambos aspectos influirían en que la información propioceptiva llegue distorsionada al sistema nervioso central, lo que repercute en la idoneidad de la respuesta motriz posterior; lo que conlleva a mayor riesgo de caídas e imposibilidad desplazamiento en el entorno de forma segura.

Existen varias limitaciones en este estudio. En primer lugar, no se recopilaron datos biomecánicos asociados, como la cinemática y la electromiografía, por lo que es difícil sacar conclusiones sobre la influencia de la postura del pie en la función general del pie. En segundo lugar, el tamaño muestral es pequeño, por lo que es posible que no se hayan encontrado similitudes específicas en variables sensibles a las condiciones experimentales. Por último, todos los análisis se realizaron en situaciones alternas en los dos sujetos por lo cual es probable que las características del calzado puedan influir en el COP al usar zapatos.

Se necesita concluir el estudio con mayor número de sujetos para determinar si existe una relación entre el curso de la patología y la variación en el COP, a fin de tener una manera de comparar resultados en pacientes de investigaciones existentes.

11 CONCLUSIÓN.

En la fisioterapia el uso de instrumentos de medición son un apoyo fundamental para la formulación de tratamientos mucho más personalizados a cada sujeto que ingresa a las unidades de rehabilitación. Afortunadamente el equipo de análisis de movimiento NORAXON nos aporta una basta cantidad de información acerca de la biomecánica del cuerpo humano durante la marcha y en el caso de los sujetos del presente estudio hace posible visualizar de forma gráfica y cuantificable los mecanismos compensadores que el paciente lleva a cabo al momento de trasladarse en su entorno, además que resulta ser parteaguas a la formulación de un adecuado plan de tratamiento para los pacientes con esta patología, ya que es posible tener de manera clara y objetiva los puntos clave sobre los cuales debemos enfocar nuestra labor, logrando de este modo un trabajo mucho más eficiente y eficaz, abriendo la posibilidad de reducir los tiempos de terapia ya que los tratamientos aplicados serán entonces, mucho más orientados y específicos, brindando la posibilidad al sujeto a desenvolverse de una manera mucho más segura e independiente en su medio y de esta manera brindar una mejor calidad de vida en un menor tiempo, resulta de suma importancia la colaboración estrecha entre los médicos especialistas y el fisioterapeuta en pro del máximo bienestar del paciente como fin último.

Se hace necesario ampliar el conocimiento de aquellas variables descriptivas del COP que puedan ser más sensibles a cambios en las condiciones experimentales y complementar los estudios lineales con otros no lineales que faciliten la interpretación de los datos, con el fin de realizar terapias que se orienten a mejorar el sistema o sistemas afectados.

REFERENCIAS:

1. Marks RM, Myerson MS. R. M. Marks, M. S. Myerson. 1995;185–93.
2. Sponer P, Kucera T, Brtková J, Srot J. The management of Charcot midfoot deformities in diabetic patients. *Acta Medica (Hradec Kralove)*. 2013;56(1):3–8.
3. Rosskopf AB, Loupatatzis C, Pfirrmann CWA, Böni T, Berli MC. The Charcot foot: a pictorial review. *Insights Imaging*. 2019;10(1):1–13.
4. Organizacion Mundial de la Salud. Informe Mundial Sobre la diabetes. 2016;
5. Diabetes WJ. *World Journal of*. 2018;9358(7).
6. Herañdez-Ávila M, Gutiérrez Dr. JP, Reynoso-Noverón N. Diabetes mellitus en México. El estado de la epidemia. *Salud Publica Mex*. 2013;55(SUPPL.2):129–36.
7. Trieb K. The Charcot foot: Pathophysiology, diagnosis and classification. *Bone Jt J*. 2016;98-B(9):1155–9.
8. Lavery LA, Oz OK, Bhavan K, Wukich DK. Diabetic Foot Syndrome in the Twenty-First Century. *Clin Podiatr Med Surg*. 2019;36(3):355–9.
9. Sánchez EV, De Loera CO, Cobar AE, Martín X. Biomecánica funcional del pie y tobillo: comprendiendo las lesiones en el deportista. *Medigraphic*. 2016;12(1):6–11.
10. Camarena CÁ, Villegas WP. Desarrollo y biomecánica del arco plantar. *Ortho-tips [Internet]*. 2010;6(4):215–22. Available from: <http://www.medigraphic.com/orthotips>
11. Waldman SD. Anatomía funcional del tobillo y el pie. *Atlas diagnóstico del dolor*. 2007;30(9):360–1.
12. Padr L, Molin M. Alteraciones de la bóveda plantar. 30(9):489–98.
13. Kirby KA. Sistema de reparto de cargas del arco longitudinal del pie. *Rev Española Podol [Internet]*. 2017;28(1):37–45. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.repod.2017.03.002>
14. Garcia-lopez J. Equilibrio y estabilidad del cuerpo humano LIBRO : Biomecánica Básica aplicada a la Actividad Física y al Deporte . COORDINADORES : Pedro Pérez Soriano y Salvador Llana Belloch . CAPÍTULO 5 : Equilibrio y estabilidad del cuerpo humano . 2016;(November).
15. Chapman Z, Shuttleworth CMJ, Huber JW. High levels of anxiety and depression in diabetic patients with Charcot foot. *J Foot Ankle Res [Internet]*. 2014;7(1):1–8. Available from: *Journal of Foot and Ankle Research*
16. Aguilera-Cros C, Povedano-Gómez J, García-López A. Neuroartropatía de Charcot. *Reumatol Clin [Internet]*. 2005;1(4):225–7. Available from:

[http://dx.doi.org/10.1016/S1699-258X\(05\)72749-2](http://dx.doi.org/10.1016/S1699-258X(05)72749-2)

17. López-Gavito E, Parra-Téllez P, Vázquez-Escamilla J. [Charcot arthropathy and diabetic foot]. *Acta Ortop Mex* [Internet]. 2016;30(1):33–45. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27627777>
18. Ferreira RC, Gonçalves DH, Fonseca Filho JM, Costa MT, Lima SRA. Midfoot Charcot arthropathy in diabetic patients: Complication of an epidemic disease. *Rev Bras Ortop*. 2012;47(5):616–25.
19. Rosenbaum AJ, DiPreta JA. Classifications in Brief: Eichenholtz Classification of Charcot Arthropathy. *Clin Orthop Relat Res*. 2015;473(3):1168–71.
20. Dewi F, Hinchliffe RJ. Foot complications in patients with diabetes. *Surg (United Kingdom)*. 2019;37(2):106–11.
21. Sono T, Meyers CA, Miller D, Ding C, McCarthy EF, James AW. Overlapping features of rapidly progressive osteoarthritis and Charcot arthropathy. *J Orthop* [Internet]. 2019;16(3):260–4. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jor.2019.02.015>
22. Schinca N, Alvarez J. Artropatía neuropática o pie de Charcot. *Biomedicina*. 2012;(1):44–51.
23. Esteban E, Palacio J, Estella R. Foot deformity in a diabetic patient. Lisfranc fracture-dislocation: A case report | Deformidad de pie en paciente diabético. Fractura-luxación de Lisfranc: a propósito de un caso. *Semergen*. 2016;42(5):336–8.
24. Stuck RM, Sohn MW, Budiman-Mak E, Lee TA, Weiss KB. Charcot Arthropathy Risk Elevation in the Obese Diabetic Population. *Am J Med*. 2008;121(11):1008–14.
25. Assal M, Stern R. Realignment and extended fusion with use of a medial column screw for midfoot deformities secondary to diabetic neuropathy. *J Bone Jt Surg - Ser A*. 2009;91(4):812–20.
26. De La Torre HG, Pérez MB, Fernández AM, Lorenzo MLQ, Lavín RS, Soriano JV. Diabetic foot classifications II. The problem remains. *Gerokomos*. 2018;29(4):197–209.
27. De DM, Una P. Plantar del pie Sistema de Medición de la Presión: Una revisión. 2012;9884–912.
28. Gruben KG, Boehm WL. Mechanical interaction of center of pressure and force direction in the upright human. *J Biomech* [Internet]. 2012;45(9):1661–5. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.03.018>
29. Sole G, Pataky T, Sole CC, Hale L, Milosavljevic S. Age-related plantar centre of pressure trajectory changes during barefoot walking. *Gait Posture* [Internet]. 2017;57(June):188–92. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.06.016>

30. Buldt AK, Forghany S, Landorf KB, Murley GS, Levinger P, Menz HB. Centre of pressure characteristics in normal, planus and cavus feet. *J Foot Ankle Res.* 2018;11(1):1–9.
31. Cabeza-Ruiz R, Castro-Lemus N, Centeno-Prada RA, Beas-Jiménez JD. Desplazamiento del centro de presiones en personas con síndrome de Down en bipedestación. *Rev Andaluza Med del Deport [Internet].* 2016;9(2):62–6. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ramd.2016.02.002>
32. Vieira MF, de Brito AA, Lehnen GC, Rodrigues FB. Center of pressure and center of mass behavior during gait initiation on inclined surfaces: A statistical parametric mapping analysis. *J Biomech [Internet].* 2017;56:10–8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.02.018>
33. Jung CK, Park S. Compliant bipedal model with the center of pressure excursion associated with oscillatory behavior of the center of mass reproduces the human gait dynamics. *J Biomech [Internet].* 2014;47(1):223–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.09.012>
34. Haim A, Wolf A. Control of knee frontal plane moment via modulation of center of pressure - A prospective gait analysis study. 2008 Proc 9th Bienn Conf Eng Syst Des Anal. 2009;2:135–50.
35. Gage WH, Winter DA, Frank JS, Adkin AL. Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing. *Gait Posture.* 2004;19(2):124–32.
36. Terry K, Gade VK, Allen J, Forrest GF, Barrance P, Thomas Edwards W. Cross-correlations of center of mass and center of pressure displacements reveal multiple balance strategies in response to sinusoidal platform perturbations. *J Biomech [Internet].* 2011;44(11):2066–76. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.05.018>
37. Collado Vázquez S, Pascual Gómez F, Rodríguez Rodríguez L, Alvarez Vadillo A. Análisis de la marcha. Factores Moduladores. *Biociencias.* 2003;1(1):202.
38. Cámara J. Análisis de la marcha: sus fases y variables espacio-temporales TT - Gait analysis: phases and spatio-temporal variables. *Entramado [Internet].* 2011;7(1):160–73. Available from: http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1900-38032011000100011&lang=pt
39. van der Veen SM, Hammerbeck U, Baker RJ, Hollands KL. Validation of gait event detection by centre of pressure during target stepping in healthy and paretic gait. *J Biomech [Internet].* 2018;79:218–22. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.07.039>
40. Isabel A, Mendoza A, Ruiz JP. 2481-12394-7-Pb. 2013;1(1):29–43.
41. Kroin E, Chaharbakhshi EO, Schiff A, Pinzur MS. Improvement in Quality of Life Following Operative Correction of Midtarsal Charcot Foot Deformity. *Foot Ankle Int.* 2018;39(7):808–11.

42. Sanz C. Cinesiología de la marcha humana normal. Univ Zaragoza. 2011;1–14.
43. Oberg T, Karsznia A, Oberg K. Basic gait parameters: Reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *J Rehabil Res Dev*. 1993;30(2):210–23.
44. Arellano-González JC, Medellín-Castillo HI, Jesús Cervantes-Sánchez J. “Identificación y análisis de los parámetros biomecánicos utilizados para la evaluación de la marcha humana normal y patológica.” 2019;(8).
45. Moreno AV. Electromiografía Y Dinamometría. *Rev Ing Biomédica*. 2008;2(3):16–26.
46. Diaz León C, Torres A, Ramírez J, García L, Álvarez N. Descripción de un sistema para la medición de las presiones plantares por medio del procesamiento de imágenes: Fase I. *Rev EIA*. 2006;(6):43–55.
47. Vargas L, Caicedo PE, Salinas SA, Sierra WA. Protocolo de Evaluación de un Sistema para Medición de Parámetros de Tiempo de la Marcha Humana. IX Congr Iberoam Tecnol Apoyo a la Discapac. 2017;(February 2020).
48. Eléctrica DDEI. Marcha Basados en Sensores Inerciales y Cámaras Infrarrojas Estudio Comparativo de Sistemas de Análisis de Marcha Basados en Sensores Inerciales y Cámaras Infrarrojas. 2018;
49. Versatile A. myo R ESEA R CH ®.
50. McCaskey MA, Schuster-Amft C, Wirth B, de Bruin ED. Effects of postural specific sensorimotor training in patients with chronic low back pain: Study protocol for randomised controlled trial. *Trials* [Internet]. 2015;16(1):1–10. Available from: <http://dx.doi.org/10.1186/s13063-015-1104-4>
51. Kalron A, Achiron A. Postural control, falls and fear of falling in people with multiple sclerosis without mobility aids. *J Neurol Sci* [Internet]. 2013;335(1–2):186–90. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jns.2013.09.029>
52. Milera Rodríguez J, Solis Cartas U, Gil Armenteros R, Guanche Hernández M. Artropatía de Charcot y osteomielitis en un paciente diabético. *Rev Cuba Reumatol RCuR*. 2014;16(2):235–9.



Dra. Beatriz Verónica González Sandoval

Presente

Por acuerdo con el Dr. Tonatiuh García Campos, Director de la División de Ciencias de la Salud del Campus León, se le ha designado como **Vocal** del examen para obtener el grado de la **Licenciatura en Terapia Física y Rehabilitación** que sustentará la **C. Denisse Andrea Rodríguez Chagollan**.

La modalidad de la titulación será por medio de la presentación de Informe de Caso Practico o de Intervención que con el título de **"Fases de la marcha y trayectoria del centro de presión durante la marcha en pacientes con artropatía de Charcot de etiología diabética"**, ha completado y es satisfactorio de acuerdo al Director de trabajo.

Por lo anterior le solicito revise el Informe de Caso Practico o de Intervención de la alumna que acompaña al presente y nos informe mediante su voto si procede la realización del examen de titulación.

Su participación en este proceso es de la mayor importancia para la Misión de la Universidad por lo que deseo expresarle mi agradecimiento por su valiosa colaboración en la evaluación del trabajo y la realización del examen de titulación.

Sin otro particular me es grato reiterarle la seguridad de mi más alta consideración.

Atentamente
La Verdad Os Hará Libres
León, Gto a 20 de octubre de 2020
La Secretaria Académica de la División

Mtra. Cipriana Caudillo Cisneros

Para los sinodales:

Mi voto en relación con el trabajo de Titulación es: **APROBADO**

Firma: _____



Universidad
Guanajuato

Dr. Irving Rico Restrepo
Presente

Por acuerdo con el Dr. Tonatihu García Campos, Director de la División de Ciencias de la Salud del Campus León, se le ha designado como Secretario del examen para obtener el grado de la Licenciatura en Terapia Física y Rehabilitación que sustentará la C. Denisse Andrea Rodríguez Chagollan.

La modalidad de la titulación será por medio de la presentación de Informe de Caso Practico o de Intervención que con el título de "Fases de la marcha y trayectoria del centro de presión durante la marcha en pacientes con artropatía de Charcot de etiología diabética", ha completado y es satisfactorio de acuerdo al Director de trabajo.

Por lo anterior le solicito revise el Informe de Caso Practico o de Intervención de la alumna que acompaña al presente y nos informe mediante su voto si procede la realización del examen de titulación.

Su participación en este proceso es de la mayor importancia para la Misión de la Universidad por lo que deseo expresarle mi agradecimiento por su valiosa colaboración en la evaluación del trabajo y la realización del examen de titulación.

Sin otro particular me es grato reiterarle la seguridad de mi más alta consideración.

Atentamente
La Verdad Os Hará Libres
León, Gto a 20 de octubre de 2020
La Secretaria Académica de la División

Mtra. Cipriana Caudillo Cisneros

Para los sinodales:

Mi voto en relación con el trabajo de Titulación es:

Satisfactorio

Firma:



Mtra. Adriana Alvarado García

Presente

Por acuerdo con el Dr. Tonatiuh García Campos, Director de la División de Ciencias de la Salud del Campus León, se le ha designado como **Presidente** del examen para obtener el grado de la **Licenciatura en Terapia Física y Rehabilitación** que sustentará la **C. Denisse Andrea Rodríguez Chagollan**.

La modalidad de la titulación será por medio de la presentación de Informe de Caso Practico o de Intervención que con el título de **"Fases de la marcha y trayectoria del centro de presión durante la marcha en pacientes con artropatía de Charcot de etiología diabética"**, ha completado y es satisfactorio de acuerdo al Director de trabajo.

Por lo anterior le solicito revise el Informe de Caso Practico o de Intervención de la alumna que acompaña al presente y nos informe mediante su voto si procede la realización del examen de titulación.

Su participación en este proceso es de la mayor importancia para la Misión de la Universidad por lo que deseo expresarle mi agradecimiento por su valiosa colaboración en la evaluación del trabajo y la realización del examen de titulación.

Sin otro particular me es grato reiterarle la seguridad de mi más alta consideración.

Atentamente

*La Verdad Os Hará Libres
León, Gto a 20 de octubre de 2020
La Secretaria Académica de la División*

Mtra. Cipriana Caudillo Cisneros

Para los sinodales:

Mi voto en relación con el trabajo de Titulación es: Aprobado

Firma:

A handwritten signature in blue ink, consisting of several loops and a long horizontal stroke, positioned above a horizontal line.