

Exploración automatizada del aparato locomotor

C. Núñez-Cornejo Piquer, C. Núñez-Cornejo Palomares*, I. Chalmeta Verdejo, M.D. García Armario, I. Martínez Cordellat, C. Molina Almela, R. Negueroles Albuxet, C.P. Alcañiz Escandell, L. González Puig, M.L. Muñoz Guillem, J.L. Valero Sanz, J. Ivorra-Cortés, J.A. Román Ivorra.

Servicio de Reumatología. Hospital Universitario y Politécnico La Fe (Valencia).

*Hospital de la Ribera.

INTRODUCCIÓN

La Organización Mundial de la Salud (OMS) define la discapacidad como “el resultado de una compleja relación entre la condición de salud de una persona y sus factores personales, y los factores externos que representan las circunstancias en las que vive esa persona”. Es pues una condición o función que se considera deteriorada respecto del estándar general de un individuo o de su grupo. La discapacidad no se refiere únicamente a las posibles deficiencias en funciones o estructuras corporales (modelo médico de la discapacidad), sino que además hay que delimitar el contexto en el que la persona se desarrolla (modelo social). El modelo de discapacidad de la OMS vigente está representado en la Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud (CIF) basado en un modelo biopsicosocial⁽¹⁾.

En un acercamiento inicial a las valoraciones lo primero que nos destaca es la confusión terminológica. Todo el mundo utiliza expresiones como “valorar funcionalmente”, “capacidad funcional”, “resultados funcionales” aunque estén abordando el problema desde puntos de vista diferentes. Parece que estamos ante expresiones que han hecho fortuna pero que están perdiendo contenido.

Podemos centrar el problema a través del modelo de enfermedad de la OMS, en el que como todos conocemos se proponen tres niveles o planos para la enfermedad, actualmente en revisión terminológica (*Incapacidad, Discapacidad, Handicap*). En el nivel de daño orgánico o incapacidad podemos situar los clásicos balances articulares o musculares, pero también los daños cognitivos valorados mediante baterías o test. Aquí podríamos hablar con toda propiedad del Menoscabo Funcional.

En el segundo nivel, nos ocupamos de la dificultad del sujeto para realizar tareas específicas y es aquí donde se sitúan la mayoría de las escalas EVF que utilizamos a diario.

Otros autores proponen una sistematización diferente. Hablan de un modelo integrado para la

medición de la Salud, en el que distinguen por un lado las consecuencias de la enfermedad observadas por el facultativo, y por otro el daño percibido por el paciente, distinguiendo en todo momento los tres niveles de enfermedad antes comentados. Para la medición realizada por los médicos se utiliza el término Escalas de Valoración Funcional (EVF), para los instrumentos que registran la percepción que tiene el paciente prefieren el término *Cuestionarios de Calidad de Vida*⁽²⁾.

Sin embargo el daño físico, por lo general es objetivamente medible al ser una alteración estructuralmente objetiva y no así la discapacidad, que como alteración funcional no es siempre medible. La relación pues entre daño y discapacidad no siempre está presente.

Los test sobre discapacidad y calidad de vida que empleamos en nuestra especialidad, aunque en cierto punto fiables, están sujetos a la valoración subjetiva del propio paciente y por tanto a discrepancias en la valoración no acordes con la realidad puramente objetiva.

Esta subjetividad del propio proceso hizo aparecer ya en la década de los 90, el desarrollo de técnicas una parte y por otra para comprobar resultados de diversos tratamientos, comparándolos en lo posible con registros de normalidad.

ESTUDIO BIOMECÁNICO DE LA MARCHA

La marcha humana es un proceso de locomoción mediante el cual el cuerpo humano, en posición erguida, se desplaza hacia adelante, *siendo su peso soportado, alternativamente, por ambas piernas* (Inman, 1981). Para este ciclo, Perry definió unas fases, períodos y tareas que constituyen un marco teórico estructurado y sistemático para describir la marcha normal y patológica⁽³⁾.

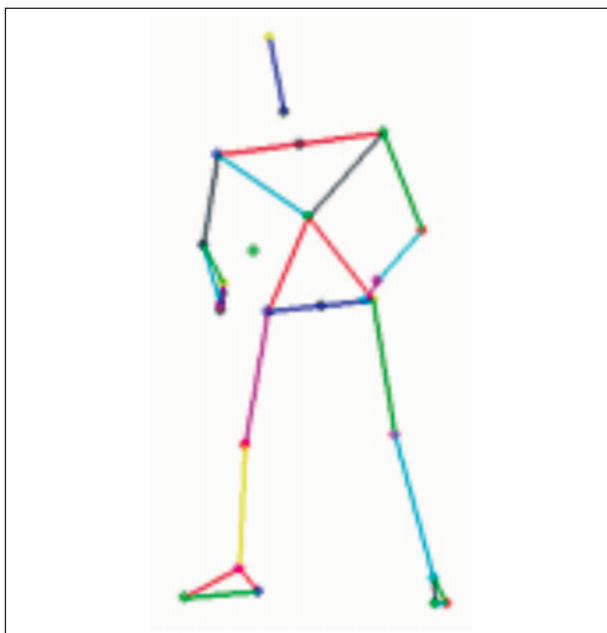


Figura 1

Existen dos fases diferenciadas la de apoyo y la de oscilación. La fase de apoyo requiere:

- Un pie estable.
- Una coordinación correcta de las articulaciones de la extremidad inferior.
- Mantenimiento del equilibrio.
- Proporcionar propulsión.
- Posicionamiento correcto de estructuras superiores.

En la fase de oscilación se requiere:

- Adecuado posicionamiento y potencia de de tobillo, rodilla y cadera contralateral.
- Adecuada flexión dorsal de tobillo, flexión de rodilla y cadera del lado de la oscilación.
- Estabilidad del pie de apoyo.
- Equilibrio adecuado.

Todos estos requisitos pueden verse alterados en diversas patologías que darán como resultado alteraciones de la marcha⁽⁴⁾. El estudio de estas alteraciones y su cuantificación puede realizarse mediante:

- Sistemas de captura del movimiento en 3D o Fotogrametría.
- Electromiografía dinámica.
- Plataformas dinamométricas o plataformas de marcha.

En estos estudios han ido surgiendo diferentes sistemas de valoración funcional, incorporando patrones de normalidad, con estudios realizados en población sana, disponiendo así de forma cuantificada el grado de discapacidad con el entorno. En la fotogrametría y en las plataformas de marcha

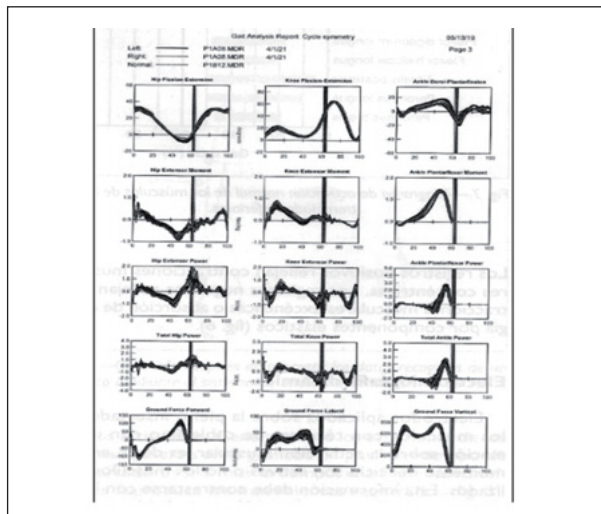


Figura 2

también se han introducido patrones de repetibilidad que permiten identificar a simuladores.

Sistemas de captura del movimiento en 3D

Es un procedimiento que permite capturar el movimiento, colocando sensores reflectantes o marcadores reflectantes en unos puntos anatómicos determinados y que capturados mediante cámaras procesan los datos dando unas imágenes espaciales del proceso (velocidad, longitud del paso, cadencia y recorrido de las articulaciones durante la marcha), así mismo dan una figura humanoide que reproduce los movimientos registrados (Figura 1).

Este análisis nos permite información objetiva y contrastable del movimiento y útil por tanto para el estudio de las alteraciones de la marcha. Actualmente utilizado en el ámbito de la investigación aunque se puede integrar como método en la rehabilitación de pacientes neurológicos y ortopédicos.

Electromiografía dinámica

Estudia la función muscular, proporcionando datos sobre qué músculos participan en una determinada actividad, su patrón de actividad, con qué intensidad lo hacen y la coordinación de los músculos que actúan. Lo más frecuente es el registro bipolar, con electrodos de superficie. (Figura 2)⁽⁵⁾.

Estos estudios serían válidos para casos de fatiga muscular⁽⁶⁾.

La EMG se utiliza como un marcador de la forma en que el sistema nervioso central controla los músculos durante diferentes tareas, como caminar, correr, etc., ya que permite definir los músculos que actúan, el momento en que lo hacen y la amplitud de la actividad muscular durante las mismas⁽⁷⁾.

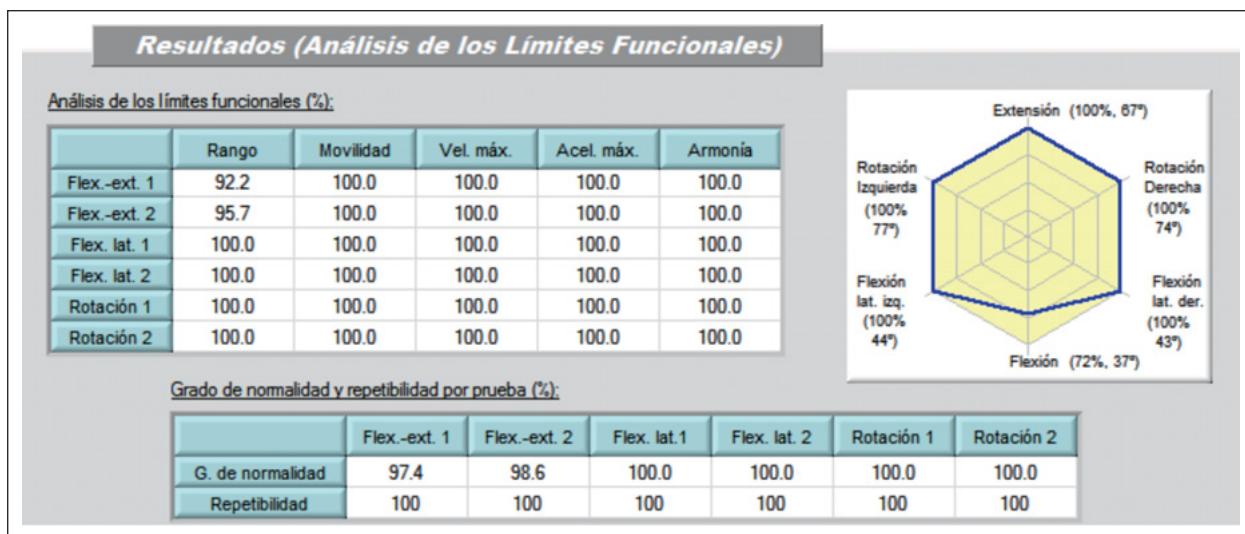


Figura 3 (Cortesía del IBV)

Destacar que para diseñar un plan quirúrgico multinivel en pacientes afectados de parálisis cerebral, en estos momentos, la realización de una prueba de análisis de movimiento en 3D en la que se incluya el estudio con capturas de movimiento conjuntamente con la electromiografía dinámica es determinante en la toma de decisiones⁽⁸⁾.

Una consecuencia de estas exploraciones del movimiento en 3D son las aplicaciones desarrolladas por el Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV), en las que se exploran el estado funcional de las cervicalgias, lumbalgias, patología de hombro y de rodilla.

La gran prevalencia de estos síndromes, hizo necesario que se desarrollaran estas técnicas, capaces de introducir datos capaces de valorar de forma objetiva el grado de discapacidad y su relación con patrones normales. Nos dará los grados de movilidad, velocidad máxima, aceleración máxima, armonía y el porcentaje de normalidad y de repetibilidad, este dato muy útil para casos de simulación o magnificadores de sintomatología (Figura 3), en los movimientos de flexión, extensión, flexiones laterales y rotaciones.

De forma parecida se ha desarrollado el estudio de la valoración funcional de las lumbalgias. La lumbalgia ha sido declarada la enfermedad del siglo por los elevados costes que genera. La prevención y el estudio de este síndrome ha sido considerada como muy importante por los responsables de salud pública⁽⁹⁾.

La técnica consiste, tras la colocación de los sensores en unos puntos predeterminados en el raquis y miembros inferiores de hacer levantarse al paciente de una silla y terminar cogiendo de forma aleatoria sucesivamente cajas de 0,5 y 10 Kilos. Estos movi-

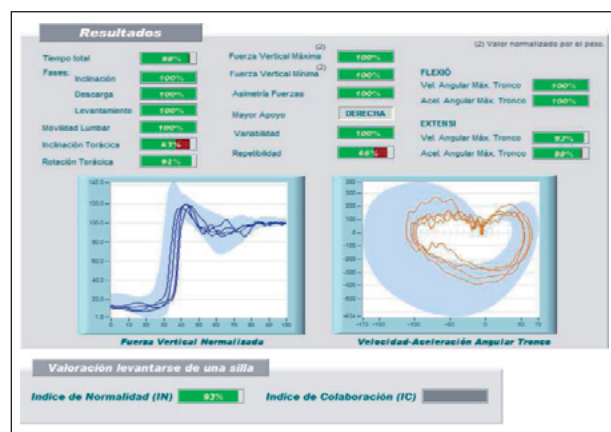


Figura 4 (Cortesía del IBV)

mientos son recogidos por cuatro cámaras. Además el paciente tiene los pies apoyados en el suelos sobre dos plataformas dinamométricas que nos aportarán las fuerzas de reacción de ambos miembros inferiores en los gestos de levantarse y en la recogida de los pesos. Los datos procesados por el software nos van a aportar los siguientes datos.

1) En el *levantarse de la silla*: El tiempo total empleado. En las fases de inclinación, descarga y levantamiento: la movilidad lumbar, inclinación torácica y la rotación torácica. Las velocidades angulares del tronco máxima y la aceleración tanto en la flexión como en la extensión.

Las plataformas dinamométricas aportan datos sobre las fuerzas verticales máximas, fuerzas verticales mínimas y asimetría de fuerzas en MID y MII. Todo ello en porcentajes referenciados a índices de normalidad. La variabilidad y repetibilidad expresan la confianza en la exploración (simulación). Por último nos indicaría el índice de normalidad global y el índice de colaboración. (Figura 4).

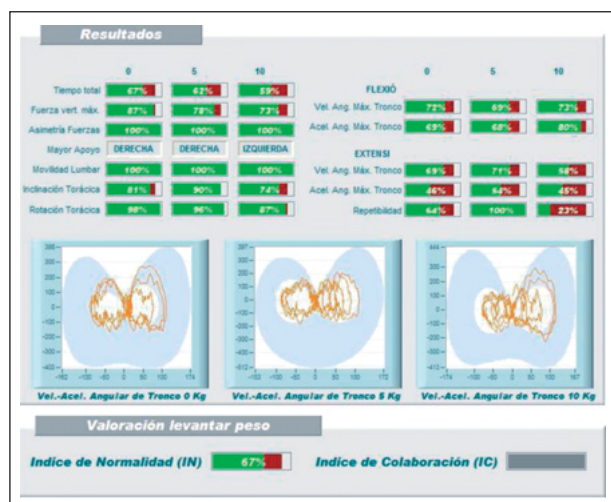


Figura 5 (Cortesía del IBV)

En las gráficas aparecerán todo el desarrollo de las fuerzas empleadas, así como el desarrollo de las velocidades durante los movimientos de flexión y extensión del tronco, al levantarse de la silla. Además habrían una zonas predeterminadas de normalidad (en la figura aparecen en azul claro), por lo que veríamos de forma inmediata si se apartan de los patrones normales y además en que fase es más patológico y el tiempo total empleado.

Valores inferiores al 90% indican valores anormales y valores de repetibilidad muy alejados del 90%, sospecha muy fundada de simulación.

2) En cuanto a los gestos de *levantar los pesos*, los datos obtenidos dependientes de la Fotogrametría 3D obtenemos: Las velocidades angulares máximas y mínimas de la flexión y extensión al levantar los 0,5 y 10 Kilos, así como la movilidad lumbar e inclinaciones y rotaciones torácicas.

Los datos de las plataformas dinamométricas nos informarían sobre las fuerzas verticales máximas y asimetría de fuerzas, así como los índices de normalidad y de colaboración. (Figura 5).

El análisis tridimensional de movimiento de la columna lumbar entre sujetos normales y pacientes con lumbalgia crónica se reveló como un método excelente para discriminar una población sana de otra patológica, siendo la velocidad la variable más importante⁽¹⁰⁾. Por otra parte se ha comprobado la disminución de dicha movilidad, con la disminución de las fuerzas y disminución de la amplitud de movimiento⁽¹¹⁾.

El empleo de estos estudios por parte de las Mutuas gestoras de accidentes laborales y de enfermedad común, con el propósito de reincor-



Figura 6

porar a los enfermos a un puesto de trabajo adecuado de trabajo por una parte y por otro el acortamiento de las bajas laborales, ha permitido una importante reducción de costes laborales⁽¹²⁾. Por último nos puede ser útil para ver de forma objetiva la mejoría o no de una lumbalgia.

Plataformas dinamométricas o plataformas de marcha

Estudian las fuerzas de reacción que se desencadenan durante la fase de apoyo y oscilación. Además aunque la marcha es una técnica, producto del aprendizaje, dependiendo de la edad, peso y sexo, se pueden establecer patrones de normalidad que nos sirven para comparar los datos obtenidos. A partir de las fuerzas de reacción, combinadas con varias medidas antropométricas que se realizan en el paciente dirigidas a calcular los centros de las articulaciones y los datos cinemáticos obtenidos mediante el sistema de análisis del movimiento en 3D, se pueden calcular los momentos de fuerza que se generan en las articulaciones y las potencias, que se pueden entender como la velocidad a que se producen estos momentos de fuerza⁽¹³⁾.

Los parámetros cinéticos que se pueden agrupar en tres grupos de fuerzas: Las verticales: apoyo de talón, mediopié y despegue de la punta; las fuerzas anteroposteriores: propulsión y frenado y las mediolaterales o de estabilización (Tesis doctoral Juan Vicente Hoyos. 1984). Para la recogida de datos se utiliza una plataforma (Figura 6) que está integrada en el suelo y que recoge las fuerzas de reacción expresadas en Newtons, en cada pisada con el paciente calzado, obteniéndose un registro completo con el pie derecho e izquierdo durante su fase de apoyo. Las aplicaciones son: el estudio de la marcha y el estudio del equilibrio (posturografía).

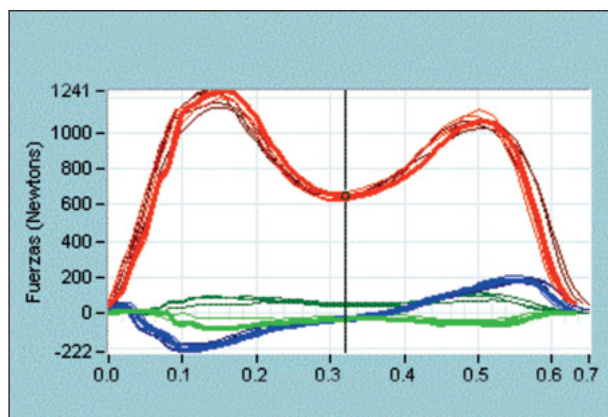


Figura 7

PARÁMETROS	IZQ. 4	DER. 4	GLOBAL	REGUL.
Velocidad de Marcha			112	100
Diferencia Tiempo de Apoyo			100	100
Fuerza de Frenado	100	100	100	100
Fuerza de Propulsión	100	100	100	100
Fuerza de Despegue	100	100	100	100
Fuerza de Oscilación	100	100	100	100
Morfología Fx Antero-Posterior	99	99	99	100
Morfología Fy Medio-Lateral	95	96	95	94
Morfología Fz Vertical	95	98	96	100

Figura 9

Las fuerza mayores serían la verticales Fz (en rojo), le seguirían las anteroposteriores Fx (en azul) y las más pequeñas las mediolaterales o de estabilización en (verde) Fy, correspondiendo los valores F al valor morfológico de dichas curvas (Figura 7).

Basados en estas plataformas se han ido desarrollando sistemas más complejos que aportan más cantidad de datos y además referenciados a patrones de normalidad. Aquí exponemos el sistema NED SVE/ IBV, desarrollado por el IBV (Figura 8). El sistema incorpora células fotoeléctricas que medirán además la velocidad de marcha. Cada vez que el sujeto anda sobre ellas se obtiene un análisis de marcha. En él, se registra un paso del sujeto, entendiendo por tal la sucesión de acontecimientos biomecánicos que transcurren desde inicio del apoyo de talón de un pie hasta el despegue de la punta del pie contralateral. Un conjunto de análisis de marcha realizados consecutivamente constituye una sesión de medida.

El sistema lleva incorporados datos de normalidad dependiendo de edad, sexo, peso y talla con los que podemos comparar los datos obteni-



Figura 8 (Cortesía del IBV)

IBV Detalle Cálculo de Parámetros							
Repetición	Pierna de Apoyo	Velocidad de paso (m/s)	Tiempo de Apoyo (s)	Fuerza de Frenado (N)	Fuerza de Propulsión (N)	Fuerza de Despegue (N)	Fuerza de Oscilación (N)
Rep_1	Derecha	1.05	0.66	113.4	114.3	698.1	462.4
Rep_2	Izquierda	1.01	0.63	43.0	127.8	630.3	523.9
Rep_3	Derecha	1.04	0.62	98.8	101.2	598.5	482.0
Rep_4	Izquierda	1.07	0.61	71.7	115.7	604.3	526.0
Rep_5	Derecha	1.04	0.64	91.3	96.4	652.9	482.1
Rep_6	Izquierda	0.93	0.64	31.4	115.8	604.3	560.5
Rep_7	Derecha	1.00	0.65	107.1	107.4	688.3	455.1
Rep_8	Derecha	0.95	0.68	82.8	103.7	671.4	484.8
Promedio (3)	Izquierda	1.01	0.63	48.7	119.8	613.0	536.8
Promedio (4)	Derecha	1.02	0.65	100.7	104.6	661.8	473.3

Figura 10

dos. El punto de corte entre especificidad y sensibilidad esta situado en el 90%, considerando valores patológicos los que están por debajo del 90%. Como datos, obtendremos la Fuerza de frenado y propulsión (anteroposteriores), apoyo y despegue (verticales), las fuerzas mediolaterales y los valores morfológicos de dichas curvas y la regularidad (esta última nos informa sobre casos de simulación).

Otros datos que obtenemos son: La velocidad del paso, tiempo de apoyo y las fuerzas de frenado, despegue y oscilación dadas en Newtons (1 Newton=1 Kilo), en pierna derecha e izquierda. (Figura 10).

A partir de estos datos han permitido correlacionar los cambios producidos en patologías, como la gonartrosis, tras infiltraciones con ácido hialurónico y su correlación con el EVA y el test. de Womac, con aumento de las fuerzas anteroposteriores y la velocidad(14). También se ha comprobado que el aumento de la fuerza de frenado se mantenía después de los seis meses de infiltración(15). En los trastornos del equilibrio, los parámetros cinéticos de la marcha permiten discriminar a las personar enfer-



Figura 11 (Cortesía del IBV)

mas de las sanas y así mismo determinar el estado clínico del paciente⁽¹⁶⁾ y en otras patologías como en las algias plantares y su corrección en las metatarsalgias y talalgias mediante ortesis, junto con la mejoría del EVA y correlacionado con éste, un aumento de las fuerzas de frenado y propulsión⁽¹⁷⁾.

Otra aplicación práctica de las plataformas es el estudio del equilibrio mediante la posturografía (Figuras 11 y 12): técnica para la evaluación objetiva del control postural a través del estudio del movimiento del centro de presiones y que ha mostrado ser eficaz como prueba complementaria al diagnóstico clínico. Permite conocer el estado funcional del paciente en el control del equilibrio a través de información cuantificada sobre el funcionamiento de diferentes sistemas sensoriales (visual, somatosensorial y vestibular) que participan en el control del equilibrio, estrategias de movimiento para el mantenimiento del mismo, límites de estabilidad de la persona y capacidad de control voluntario en el desplazamiento de su centro de gravedad. Este sistema, de fácil uso e interpretación de resultados, constituye una herramienta útil tanto en la práctica clínica como en el campo médico-legal. Sus resultados contribuyen a orientar y seleccionar mejor un tratamiento realizando un control de la eficacia del mismo e incluso a poder rehabilitar mediante técnicas de retroalimentación basadas en el déficit objetivo del paciente. Los resultados de la evaluación y rehabilitación realizadas mediante posturografía potencian la confianza del paciente inestable y fomentan su autosuperación. Asimismo, el conocimiento de un déficit concreto en el control postural contribuye al desarrollo de planes

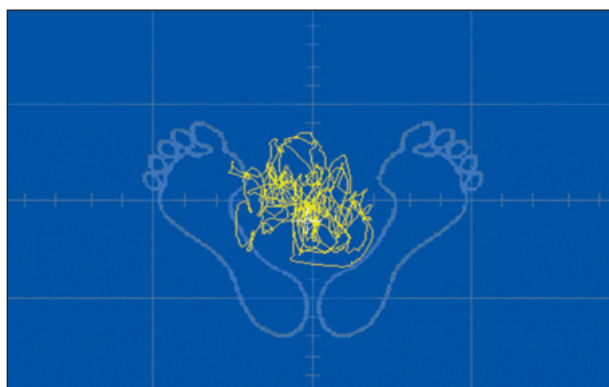


Figura 12 (Cortesía del IBV)

de prevención de riesgo de caídas⁽¹⁸⁾. Por este método en la prevención del riesgo de caídas, ha derivado el hecho de que esté incluido el estudio de posturografía en el tratamiento rehabilitador de las osteoporosis (XV Congreso de la SVMEFR Requena 2006).

Las oscilaciones del cuerpo las recogemos, en las plataformas dinamométricas, mediante las maniobras de Romberg con los ojos abiertos (ROA), el Romberg con los ojos cerrados (ROC). Ha continuación se eliminará la sensibilidad propioceptiva haciendo que el paciente descansa sobre un colchón de gomaespuma y repetimos la prueba del Romberg con ojos abiertos (RGA), con ojos cerrados (RGC) y le realizamos para terminar con un test de marcha⁽²⁴⁾. Los datos que nos aportan estas exploraciones nos van orientar a alteraciones del equilibrio somato-sensoriales, de origen visual o de etiología vestibular, patrones de disfunción mixtos y fisiológico (Figura 13).

Factores como la colocación de los pies, la edad o el tipo de superficie pueden influir en la valoración de equilibrio⁽¹⁹⁾.

Se corresponden las exploraciones del:

- Romberg (ROA) con ojos abiertos. Alteraciones de origen visual, somato-sensorial y vestibular.
- Romberg (ROC) con ojos cerrados con alteraciones de origen somato-sensorial y vestibular.
- Romberg (RGA) con eliminación de sensibilidad propioceptiva y con los ojos abiertos, con alteraciones de origen visual y vestibular.
- Romberg (RGC) con eliminación de la sensibilidad propioceptiva y con los ojos cerrados con alteraciones de origen vestibular.

El sistema NEDAMH/IBV, aportaría además los parámetros ya vistos en la pista de marcha

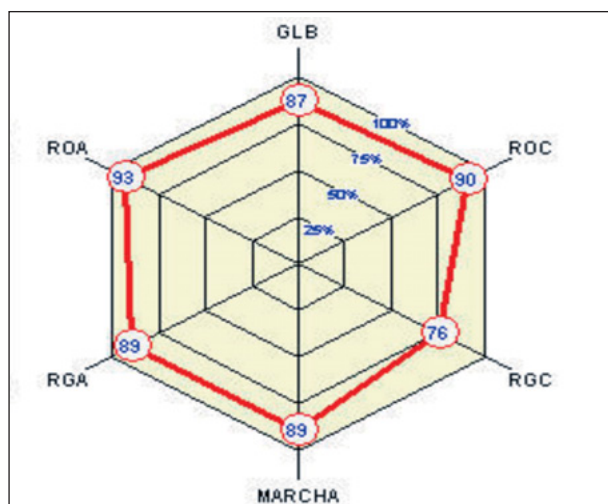


Figura 13

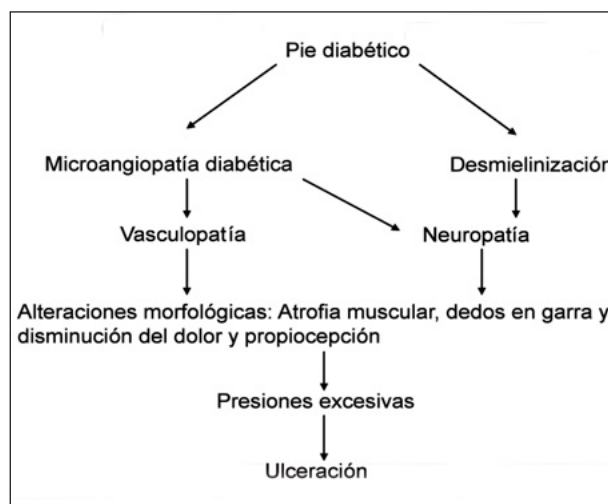


Figura 14

como las fuerzas verticales, anteroposteriores, mediolaterales, velocidad y tiempo de apoyo todo ello expresados en índices de normalidad, permitiendo valorar de forma objetiva el estado funcional del paciente con trastorno del equilibrio⁽²¹⁾. El sistema aportaría:

1) Conocer el grado de disfunción o nivel de alteración funcional. Desde el punto de vista del diagnóstico etiológico, la posturografía tiene un valor limitado, ya que no existe un patrón patognomónico de cada enfermedad.

Aunque no es diagnóstica, permite conocer mejor funcionalmente al paciente y complementa, dando más información sobre la integración central del equilibrio.

2) Obtener una valoración objetiva del estado del paciente, por lo que la existencia de resultados fisiológicamente inconsistentes puede aportar evidencias de la exageración de la sintomatología por parte de un paciente. Es interesante desde el punto de vista médico-legal.

3) Identifica patrones de rehabilitación y monitoriza la evolución. La posturografía ayuda a planificar el tratamiento y a controlar la eficacia del mismo. Al permitir conocer el nivel de adaptación funcional del paciente a su lesión o patología, ayuda a realizar una programación terapéutica más precisa. Sus resultados pueden contribuir a seleccionar mejor el tratamiento más adecuado y a realizar un control de la eficacia del mismo, potenciando la confianza del paciente y fomentando su autosuperación.

Se ha visto en pacientes con vértigo por un latigazo cervical que las pruebas más sensibles son las de Romberg con gomaespuma (ojos abier-

tos (RGA) y cerrados (RGC). Es decir la alteración sería visual y vestibular⁽²²⁾. En general la identificación de los patrones mixtos serían de gran utilidad clínica, ya que aunque el tratamiento de origen vestibular ofrecen perspectivas terapéuticas pobres, no así la visual y somatosensorial. En la medida de que mejoremos estas últimas mejorará la valoración global.

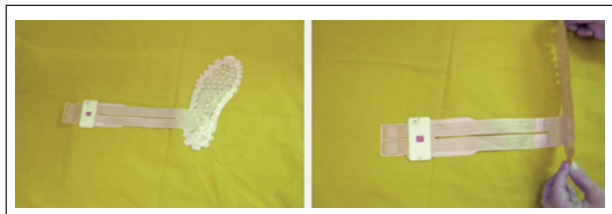
Estudio dinámico de las presiones plantares^(23,26) (podobarografía).- Pocos estudios han logrado despertar tanto interés, como el estudio de las presiones plantares, sobre todo por su aplicación práctica en el pie diabético⁽²⁰⁾, y en menor medida en el de las algias plantares. En la fisiopatología del pie diabético las presiones plantares desempeñan un papel crucial (Figura 14).

Sin embargo no existe demostración de que los cambios microvasculares sean la causa de las complicaciones de la diabetes y su relación con la polineuritis es incierta⁽²⁵⁾.

La medición de las presiones plantares en el pie diabético, han registrado aumentos significativos de los niveles de picos de presión máxima y de la presión- tiempo integral⁽²⁷⁾.

El estudio puede realizarse por plataformas rígidas (plataformas de fuerza) o flexibles: por alfombras neumáticas tipo Oxford Presume Monitor, presentando como mayor inconveniente el de registrar la medición estática y por último mediante plantillas⁽²¹⁾.

A nuestro juicio entre los diferentes tipos de plantillas una de las más completas son las del sistema Biofoot/IBV, que consta de 64 sensores de tipo piezoeléctrico, de 5 mm de diámetro, con



Figuras 15 y 16

una distribución selectiva sobre una base flexible de poliéster⁽²²⁾ (Figuras 15 y 16).

El sistema de adquisición de datos, se realiza por un ordenador personal tipo PC con una tarjeta de adquisición de datos de ocho entradas analógicas, que permiten con una frecuencia de muestro máxima de 100 Khz. El software específico incluye un módulo de control con diversas opciones gráficas (imágenes bi y tridimensionales, isobaras, evolución del centro de presiones máximas etc.) (Figuras 17 y 18).

Además nos dará los picos de presión máxima (PM), los máximos de presión media (Pm) todo ello expresado en Kilo pascales (1 Kilo pascal=1,98 Kilos/cm²) y los tiempos de PM, los tiempos de Pm y el inicio y fin de apoyo (Figura 19).

La medición al realizarse en Kilo pascales, nos invalidan hasta cierto punto, que podamos comparar los resultados directamente con otros que impliquen otra unidades distintas de medida, por ejemplo con Newtons.

Por último nos permite identificar con precisión (Figura 20) la presión soportada por cada uno de los 64 sensores, circunstancia que es básica si queremos identificar y corregir zonas muy específicas en el pie que soporten picos de PM y que los estudios han revelado como trascendentales⁽²⁸⁾, ya que existe una coincidencia de los PM y las zonas con úlceras⁽²⁹⁾ en el tratamiento de las úlceras del pie diabético con neuropatía⁽³⁰⁾, permitiendo la disminución del número de amputaciones⁽²⁸⁾.

En cuanto a las algias plantares, como método para la prescripción de ortesis. En una revisión de la biblioteca Cochrane (ortesis de pie hecha a medida para el tratamiento del dolor del pie. Hawke Fiona. Fecha de modificación más reciente 14 Mayo del 2008), en donde se incluyeron 11 ensayos clínicos que implicaban 1332 pacientes: cinco ensayos clínicos evaluaron ortesis de pie hecha a medida para la fascitis plantar (631 participantes); tres para el dolor del pie en artritis reumatoide (231 participantes), uno para el pie cavo (154 participantes), uno para el dolor del pie



Figura 17

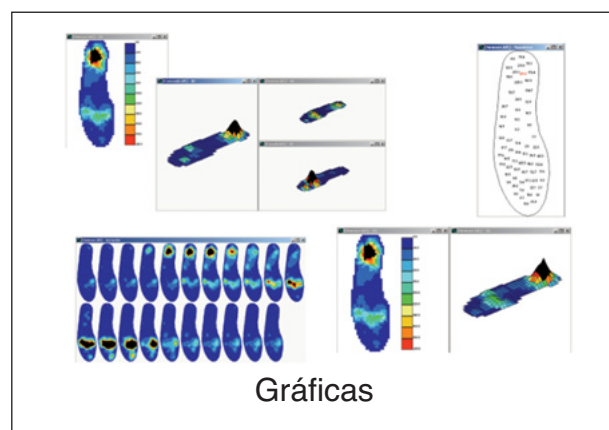


Figura 18

en el hallux valgus (209 participantes), y uno par el dolor del pie en la artritis idiopática juvenil (AIJ) (47 participantes). Las ortesis hechas a medida fueron efectivas en el pie cavo (NNTB:5), artritis reumatoide (NNTB:4), en la AIJ (NNTB:3), y hallux valgus (NNTB:6). Los autores concluyen que hay pruebas limitadas para recomendar la prescripción de plantillas para el dolor del pie a nivel oro en la artritis reumatoide y plata en la AIJ, artritis reumatoide, la fascitis plantar y el hallux valgus.

Quizás a diferencia del pie diabético en el que lo más importante es la reducción de la PM, en las algias plantares es más importante la reducción de la Pm de las zonas a tratar habiéndose comprobando una correlación con la mejoría del EVA y el aumento de las fuerzas de frenado, propulsión y anteroposteriores⁽³¹⁾, dando en consecuencia un paso más seguro.

En términos generales las indicaciones las podemos agrupar para:

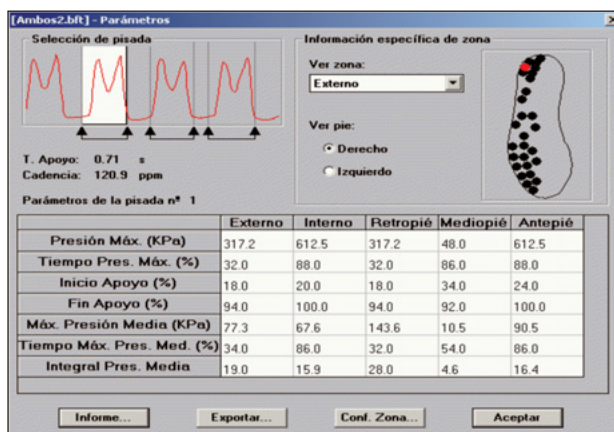


Figura 19

- Técnica ortopédica: evaluación funcional del pie.
- Tecnología ortoprotésica: diseño de ortesis, prótesis.
- Cirugía: evaluación preoperatoria y control funcional.
- Reumatología: objetivación de cuadros clínicos.
- Biomecánica: Evaluación de la marcha...
- Medicina deportiva: estudio del calzado deportivo.
- Rehabilitación: seguimiento y control de tratamientos.

Recientemente han ido saliendo otras técnicas de valoración funcional, así en la exploración del raquis nos encontramos con:

1) La fotogrametría. Se utiliza una fuente de luz convencional para la obtención de una imagen que después será analizada mediante fotogrametría digitalizada, basándose en la relación de la intensidad que recibe un objeto con la distancia que lo separa de la fuente lumínica. Esta forma de exploración está dirigida a las mediciones de volúmenes de espalda y asimetrías laterales⁽³²⁾.

2) Inclinómetros. Es un sistema para el registro y análisis de la inclinación de diversos segmentos corporales respecto a la vertical, basado en la utilización de inclinómetros electrónicos miniatura, y dotado de enlace de telemetría por radiofrecuencia. . Permite el registro y análisis de la postura general de diversos segmentos corporales durante el proceso de trabajo, en concreto del grado de elevación de los brazos, de flexión de la espalda y de flexión del cuello. El registro se realiza de forma automática.

Es un método de gran precisión, estimándose el error en 0,1°. Esta técnica se ha aprovecha-

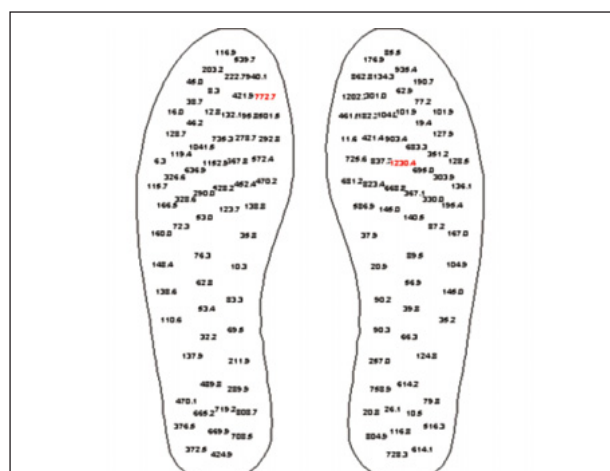


Figura 20



Figura 21 (Cortesía del IBV)

do también para calcular el balance articular de cualquier articulación. Se han hecho estudios para calcular la fiabilidad del sistema, midiendo la flexión dorsal del pie, ya que un adecuado rango de flexión dorsal en la articulación de tobillo es necesario para permitir la realización de actividades como caminar, correr, subir y bajar escaleras y otras tareas, así como adsorber las fuerzas de impacto durante la realización de actividades balísticas, como por ejemplo el salto. Asimismo, la limitación de la flexión dorsal del tobillo puede ser un factor de riesgo, o estar asociada a numerosas patologías músculo esqueléticas como dolor de antepié, fascitis plantar, fracturas de estrés de escafoides, tendinopatía aquilea y rotuliana, esguinces de tobillo y lesiones de sobreuso en jugadores de fútbol⁽²⁾. Por ello, las técnicas de medición clínica que valoren la flexión dorsal del tobillo deben ser fiables y válidas. Tradicionalmente



Figura 22 (Cortesía del IBV)



Figura 23 (Cortesía del IBV)

BAREMO DE VALORACIÓN DE LA DISCAPACIDAD

MIEMBRO INFERIOR

IZQUIERDO DERECHO

CM. Examen físico

E.D. de M y Piel ()

CM. Examen físico

Desigualdad Longitud ()

Función Muscular (85)

Amp. Movimiento (24)

Artrosis ()

Amputaciones ()

OTROS Tratamiento

Pérdida de Piel ()

Neuropatías Perif. ()

Vasculopatías Perif. ()

Mi Derecha 35 (80) %

Valoración de Marcha

Alteración de Marcha 0

Todo el Difer (35)

VALORACIÓN MIEMBRO INFERIOR: FUNCIÓN MUSCULAR

MÉTRIC No valorar Aborta Muscular Buena Muscular Mala

Selección para cada Grupo Muscular, y en el movimiento decaído, el Grado de Deficiencia

Grupo muscular	%	% de deficiencia (extremidad inferior) [14]					% Def.
		Grado 0	Grado 1	Grado 2	Grado 3	Grado 4	
Cadera (°)	Flexión	(15)	(15)	(15)	(10)	(5)	(5)
	Extensión	(37)	(37)	(37)	(37)	(17)	()
	Abducción	(82)	(82)	(82)	(27)	(25)	(62)
	Rot. interna	(10)	(10)	(10)	(5)	(2)	()
Rodilla	Flexión	(25)	(25)	(25)	(17)	(12)	(17)
	Extensión	(25)	(25)	(25)	(17)	(12)	()
Tobillo	Flexión (FP)	(37) [53]	(37) [53]	(37) [53]	(25) [36]	(17) [24]	(37)
	Extensión (FD)	(25) [36]	(25) [36]	(25) [36]	(25) [36]	(12) [17]	()
	Inversión	(12) [17]	(12) [17]	(12) [17]	(12) [17]	(5) [7]	(12)
	Eversión	(12) [17]	(12) [17]	(12) [17]	(12) [17]	(5) [7]	()
Dedo Gordo Pie	Extensión	(7) [10]	(7) [10]	(7) [10]	(7) [10]	(2) [3]	(7)
	Flexión	(12) [17]	(12) [17]	(12) [17]	(12) [17]	(5) [7]	()

Grado 0: Ausencia de contracción
 Grado 1: Leve contracción sin movimiento
 Grado 2: Movimiento activo sin gravedad
 Grado 3: Movimiento activo sólo contra gravedad sin resistencia
 Grado 4: Movimiento activo contra gravedad con cierto grado de resistencia
 Grado 5: Movimiento activo contra gravedad con resistencia total

Esta prueba no es útil en presencia de dolor o miedo al dolor.
 (*) La debilidad de aducción de cadera se evalúa como deficiencia del nervio obturador.

Figura 24 (Cortesía del IBV)

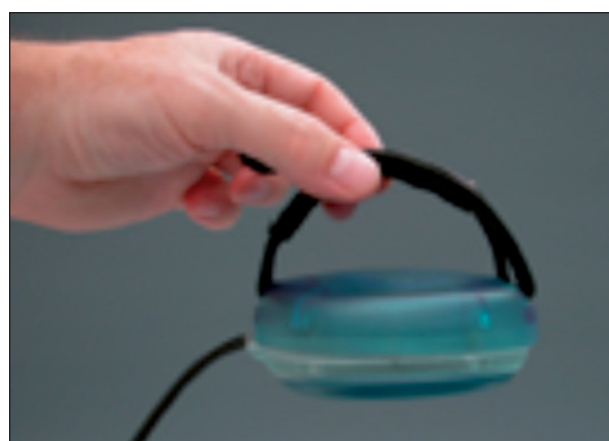


Figura 25 (Cortesía del IBV)

las medidas de flexión dorsal del tobillo se han realizado con el paciente en descarga, aunque la fiabilidad de estas técnicas de medida, evaluadas con el coeficiente de correlación intra-clase (CCI), es cuestionable (fiabilidad intraobservador con un CCI de 0,64 a 0,99, y fiabilidad interobservador con un CCI de 0,29 a 0,81). Un CCI mayor de 0,70 es considerado como un nivel aceptable de fiabilidad inter- e intraobservador cuando se aplica a mediciones clínicas. Calvo- Guisado et al, recientemente estudiaron la fiabilidad inter- e intraobservador de tres técnicas de medición de la flexión dorsal del tobillo en descarga (estimación visual, goniómetro e inclinómetro), y concluyeron que el inclinómetro fue el instrumento que mejores resultados de correlación intraobservador (CCI de 0,51 a 0,676) e interobservador (CCI de 0,52 a 0,592)⁽³³⁾.

Un sistema en el que tiene incorporado los patrones de normalidad es el ErgoPose/IBV (Figura 21).

Permite el sistema medir en grados la movilidad de la columna da la columna en los movimientos de flexión antero-posterior, flexiones laterales, y rotaciones en el raquis cervical, flexiones laterales y rotaciones en el dorsal y flexión de raquis lumbar de una forma sencilla y con error mínimo, aunque no hay estudios que comparen éste con los realizados de forma manual en la medición de la movilidad de raquis.

Incorporados a este sistema han ido apareciendo instrumentos adicionales (Figuras 22 y 23). Que permiten calcular el balance muscular, sistema NedDFM/IBV (Figuras 24 y 25), la movilidad y el grado de discapacidad.

Están recientemente incorporados al mercado, las valoraciones funcionales para el cálculo de la discapacidad de hombro (sistema NED Hombro/IBV) y rodilla (sistema NED Rodilla/IBV) ambos basados en la fotogrametría o captura del movimiento en 3D, descritos anteriormente.

BIBLIOGRAFÍA

1. El papel del médico especialista en medicina física y rehabilitación en la valoración de la discapacidad, del daño corporal y de la dependencia. Villarino Díaz Jimenez, Rehabilitación (Madr). 2008;42:265-8. - vol.42 núm 06.
2. ¿Cómo se objetiva la discapacidad? De estimar, a cuantificar la funcionalidad; Echevarría Ruiz de Vargas, C. Rehabilitación (Madr). 2000;3.
3. Perry J. Gait analysis: normal and pathological function. Thorofare, NJ: Slack; 1992.
4. Chalier Vilaseca J, et al. Técnicas instrumentales de diagnóstico y evaluación en rehabilitación. estudio de la marcha. Rehabilitación (Madrid) 2005;39 (6).305-14
5. M.A. Villarroya Aparicio. Electromiografía cinesiológica. Rehabilitación (Madr) 2005; 39(6):255-6.
6. Kumar DK, Pah ND, Bradley A. Wavet analysis of surface electromyography to determine muscle fatigue. IEEE. Trans Neural Syst Rehabil Eng. 2003; 11:400-6.
7. Zwarts M, Stegeman DF. Multichannel surface EMG: basic aspects and clinical utility. Muscle Nerve. 2003;28:1-17.
8. Aplicaciones clínicas de las pruebas biomecánicas: mitos y realidades. Chalier Vilaseca, J.; Garreta Figuera, R. Rehabilitación (Madr). 2010;44:195-8.
9. El dolor lumbar en el 2008. B Palomino aguado et al. Rehabilitación (Madr) 2010;44(1):69-81.
10. Análisis tridimensional del movimiento lumbar. E. Pleguezuelos Cobo et al. Rehabilitación (Madr), 2010; 44(4):288-303.
11. Análisis cinético y cinemático del gesto "levantarse de una silla" en pacientes con lumbalgias. M.F. Peydró et al. Rehabilitación (Madr).2011; 45(2):99-105.
12. Análisis del uso de herramientas de valoración funcional de las dolencias lumbares en el ámbito laboral. Rehabilitación. Vol.43 ISE 1. López-Pascual, M. Peydró-de-Moya, J. Garrido-Jaén, R. Bausá-Peris, M. Villadeamigo-Panchón Enero Marzo-2009.
13. Winter D.A. Biomechanics and motor of human movement New York; John Wiley and Sons; 1990.
14. Valoración clínica e instrumental en la artrosis de rodilla. Vázquez A., Núñez-Cornejo P. et al. Rehabilitación (Madr). 2009; 43(5):223-31.
15. Estudio clínico y cinético del tratamiento intraarticular de la gonartrosis con ácido hialurónico J. Cámara-Tobalina, et al. Rehabilitación (Madr). 2009; 43(4):160-6.
16. Contribución del análisis cinético de la marcha a la valoración de los trastornos del equilibrio de origen otorrinolaringólogo. Cortés Fabregat et al. Rehabilitación (Madr).2008, 42(4).187-94.
17. Efecto de las plantillas conformadas en pacientes con algias plantares. M-I Vázquez A., C. Núñez-Cornejo P. et al. Rehabilitación (Madr), 2010,44(1).46-52.
18. Estudio de la eficacia y fiabilidad de un sistema de posturografía en comparación con la escales de Berg. J.M. Baydal-Bertomeu, E. Viosca-Herrero. Rehabilitación (Madr). 2010; 44.304-310.
19. Okubo J. et al. Influence of foot position and visual field condition in the examination for function equilibrium and sway of the center of gravity in normal persons. Agressosologie. 1979; 20:127-32.
20. Stess R.M. et al. The role of dynamic plantar pressures in diabetic foot ulcer. Diabetes Car 1997; 20 (5)855-85
21. Evaluación y rehabilitación del equilibrio mediante posturografía M.F. Peydró de Moya, et al. Rehabilitación (Madr) 2005; 39(6):315-23.
22. Determinación de parámetros cinéticos en las pruebas de equilibrio y marcha de pacientes con latigazo cervical A. Gil-Agudo et al. Rehabilitación (Madr). 2006; 40(3):141-9.
23. Estudio baropodométrico de los valores de presión plantar en pies no patológicos A. Martínez-Nova et al. Rehabilitación (Madr). 2007; 41(4):155-60.
24. Felpan S.A. Adaptation to altered support surface and visual conditions during stance: patients with vestibular deficits. J. Neurosci. 1982; 5:536-44.
25. Jenikel J.E. The skin in diabetes. Philadelphia: Leo&Febriger, 1986.
26. Estudio dinámico de la presión del pie: podobarografía. A.Camp Fualí et al. Av. Diabetol.2006 ;22 :54-61.
27. Un nuevo método de evaluación diagnóstica y terapéutica de las patologías del pie basado en las plantillas instrumentadas Biofoot/IBV. A. Martínez Azucena et al. Rehabilitación (Madr) 2003; 37(5):240-51.
28. Effects of preventative footwear on foot pressure as determined by peodobarography in diabetic patients: a prospective study R. Lobmann, et al. 2001 Diabetes UK. Diabetic Medicine, 18, 314±319.
29. Boulton AJM et al. Dynamyc foot pressure and other sdtudies as diagnostic and management aids in diabetic neuropapaty. Diabetes Car. 1983; 6:26-33.
30. The risk of foot ulceration in diabetic patients with high foot pressure: a prospective study A. Veves, H. J. Murray, et al. Diabetologia (1992) 35:660~63.

31. Utilidad de las plantillas conformadas. M.I. Vázquez, C. Núñez-Cornejo et al. *Rehabilitación (Madr)*. 2010; 44:291-297.
32. Un nuevo sistema de topografía de superficie de espalda: Fotogrametría digital: Fundamento, procedimiento, y aplicación clínica cualitativa. J. Pradas-Silvestre, J.M. Climent et al. *Rehabilitación (Madr)* 2007; 41 (4):167-74.
33. J. García Campos, E. Ortega Díaz, et al. Medición de la flexión dorsal del tobillo en bipedestación y carga *Rehabilitación (Madr)*. 2009; 43(1):44-5.