

BASES BIOMECÁNICAS DEL MOVIMIENTO LINEAL HUMANO

Juan Luis Florenciano Restoy.

Diplomado en Podología por la Universidad de Barcelona.

CORRESPONDENCIA

Juan Luis Florenciano Restoy
Podólogo del Centro de Podología
de J.L. Florenciano.
(e-mail) florenrestoy@hotmail.com.

RESUMEN

El autor propone, basándose en un trabajo de investigación publicado con anterioridad sobre la estática del ser humano, ampliarlo a la vertiente de la dinámica y mas concretamente al movimiento lineal marcha, carrera, salto hacia delante etc.

Utiliza unos criterios físicos elementales para relacionar el movimiento cinemático del centro de masas, con el movimiento cinético de las extremidades inferiores.

Asocia a cada segmento óseo y complejo articular de la extremidad inferior unos ejes mecánicos que se relacionan a su vez en una cadena ósea de movimiento.

Para concluir que son las respuestas lógicas del organismo, por el enorme desequilibrio al que estamos sujetos, las que condicionan tanto los movimientos articulares, como las respuestas del sistema nervioso y muscular

PALABRAS CLAVES

Centro de masas, ejes mecánicos de la EE.II., movimiento lineal del ser humano.

INTRODUCCIÓN

En mi último trabajo de investigación (Análisis de la Estática Humana) publicado en la revista Podoscopio del Colegio de Podólogos de la Comunidad de Madrid, traté de forma pormenorizada todos los elementos que a mi juicio se debían contemplar cuando analizamos al ser humano en bipedestación

ABSTRACT

The author proposes, based on an investigational work on the human's static already published, to focus on the dynamics and concretely to the different movements as walking, running, jumping etc..

Some elementary physical approaches are used to relate the cinematic movement of the centre of masses with the kinetic movement of the lower extremities.

Mechanic axes are associated to each bony segment and articulation of the lower extremities, which are also related to the movement of bony chain.

It leads to the conclusion that the joints movements as well as nervous and muscular system responses are the logic organism responses to the enormous imbalance that we are exposed to.

KEY WORDS

Center of masses, mechanical axes of the EE.II., human's lineal movement.

estática, desde los criterios elementales sobre el equilibrio físico basados en la importancia de la cintura pélvica, a las anomalías del raquis, las alteraciones en extremidades inferiores (EE.II.) y su vinculación con los pies como parte esencial del análisis.

Con posterioridad he ido reflexionando sobre la necesidad de ampliar aquella discreta pero intensa incursión en el análisis de la estática, y más concre-

tamente en lo referente al equilibrio y al centro de gravedad del organismo (CGO), ampliándolo al terreno de la dinámica, con la intención de seguir profundizando en las dudas que surgieron en el proceso de investigación, dudas que intentaré disipar en este escrito, al que iré dando cuerpo en la medida que el tiempo y el trabajo me lo permitan.

CRITERIOS ELEMENTALES SOBRE EL EQUILIBRIO ESTÁTICO

En el principio de aquel enunciado definí la estática humana como la parte de la dinámica que estudia los cuerpos en equilibrio. Si bien esta afirmación es cierta, me resulta ahora incompleta, es muy genérica, considero más correcta otra que incluya el equilibrio de los cuerpos apoyados al que se debe asociar un CGO.

En efecto todo cuerpo apoyado sobre un plano horizontal describe en la base un polígono de sustentación, que en el caso del ser humano en bipedestación estática lo delimitan ambos pies. En consecuencia es imprescindible que la proyección perpendicular del CGO sobre dicho plano corte en un punto dentro del polígono de sustentación para considerar que el cuerpo esté en equilibrio. (Fig.1.).

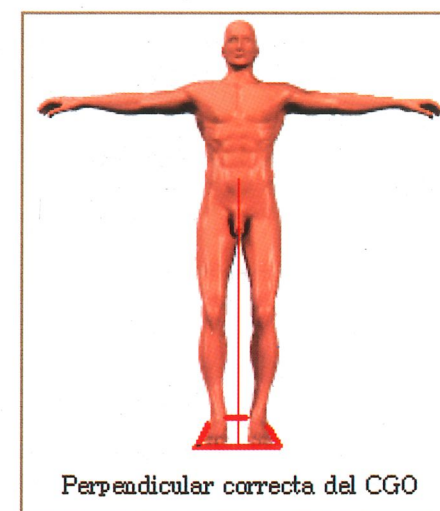


Figura 1.

No obstante debemos ubicar a efectos físicos el CGO, todos los autores con pequeñas diferencias lo sitúan en el interior de la cintura pélvica. Pero aún sin albergar dudas de que esto es así, no se debe olvidar que el ser humano en bipedestación estática no es un cuerpo rígido al que se pueda aplicar simplícidamente la física mecánica, es un sistema complejo, por un lado músculo-esquelético pero también hidroneumático, con el 66'5% del peso total del organismo que se reparte entre la cabeza, cuello, tronco y extremidades superiores, y el 33'5% del peso para las extremidades inferiores, y un CGO situado en el 55% de la estatura del sujeto a partir del suelo, haciendo muy complicado el equilibrio estático. (Fig.2.)

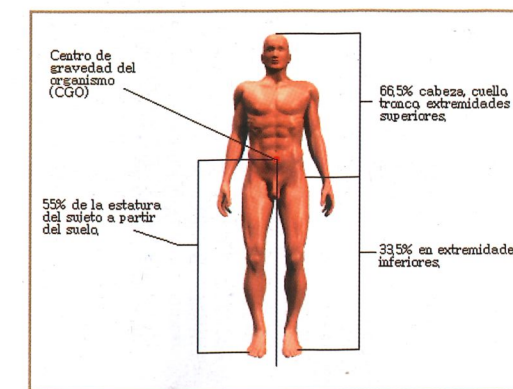


Figura 2.

Cuando el centro de sustentación en posición de equilibrio está más bajo que el CGO al separarse tiende a alejarse de la posición de equilibrio; decimos que el equilibrio es inestable.

Utilicé un símil arquitectónico, por supuesto estático, para explicar que la estructura del edificio, (el tronco), estaría fundamentada por dos columnas, con bases muy reducidas y proyección anterior, (nuestros pies), ésta simple pero certera solución mecánica nos permite adelantar ligeramente nuestro centro de gravedad y encontrar el equilibrio anterior que necesitamos.

Pues bien recurriendo nuevamente a la física mecánica deducimos que un CGO tan elevado y un desequilibrio tan evidente no es casual.

PRINCIPIOS BÁSICOS SOBRE EL MOVIMIENTO LINEAL HUMANO

Efectivamente la suma de la energía potencial y cinética conforman la energía mecánica, un centro de gravedad tan elevado permite acumular energía potencial ($EP = m \times h \times g$) que se transforma en energía cinética ($EC = m \times v^2$) cuando inclinamos el cuerpo hacia delante, al colocar una extremidad adelantada evitamos la caída. Para frenar la caída, la acción amortiguadora de los músculos, principalmente de las EE.II, se contraen unos de forma isotónica excéntrica y otros de forma isotónica concéntrica, otros incluso de forma isométrica como algunos intrínsecos del pie, acumulando energía potencial, que algunos autores llaman viscoelástica, que se transforma a su vez en energía cinética en la extensión de la extremidad. Esta actividad de frenado o amortiguación es más económica desde el punto de vista muscular que no la motora, tan solo cuando debemos romper la inercia para acelerar el CGO es cuando los músculos se agotan, de ahí la importancia de mantener velocidades constantes durante el desplazamiento. Los movimientos cinéticos de las EE.II. responderán, por lo tanto flexionando y rotando internamente la extremidad inferior, cumpliendo dos funciones, frenar la acción de la gravedad y acumular energía, para disiparla después extendiendo y rotando externamente los ejes mecánicos de la extremidad inferior, en un proceso de transición entre la energía

potencial y cinética. Es lo que sucede con toda naturalidad durante la marcha, la carrera o el salto hacia delante, etc. En definitiva cuando el movimiento es lineal, la evolución nos ha proporcionado una serie de modificaciones estructurales para minimizar el consumo energético manteniendo el CGO en unos parámetros muy reducidos. Fig. 3.

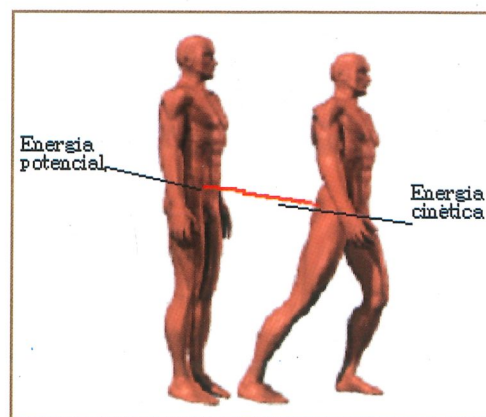


Figura 3.

La acción alternante de las dos extremidades inferiores durante el movimiento lineal humano se efectúa mediante un complejo sistema neuro-muscular y articular, que asociando los diferentes eslabones de las cadenas óseas y musculares traslada todo el cuerpo con el menor gasto energético. Desde una perspectiva cinemática, es decir estudio del movimiento sin atender a las causas que lo provocan, la trayectoria del CGO estaría definida por una curva sinusoidal y tridimensional, con aceleraciones coincidentes con la pérdida del equilibrio anterior y unas desaceleraciones en el momento de frenado y amortiguación en apoyo unipodal, con un balanceo del organismo en la alternancia de uno a otro pie.

En efecto la suma de las aceleraciones y desaceleraciones del CGO en su trayectoria curva nos mostraría sin embargo un movimiento lineal y uniforme de todo el organismo, como podemos observar en un cochecito de bebé que es empujado por su madre. Por lo tanto podríamos definir el desplazamiento lineal del cuerpo humano como; una sucesiva pérdida y recuperación del equilibrio anterior por la acción basculante en pelvis y alternante en las dos extremidades inferiores, aprovechando la energía potencial y cinética que conforman la energía biomecánica, base del movimiento lineal humano.

CADENA CINÉTICA DE LA EXTREMIDAD INFERIOR

Para comprender el alcance del movimiento del cuerpo durante el desplazamiento lineal, es imprescindible esquematizar los diferentes eslabones de la cadena cinética, recurriendo a ejes mecánicos con características de movimientos propios, pero imprescindibles en su asociación para el movimiento lineal. La finalidad mecánica no es otra que la de proporcionar desde las articulaciones implicadas unas

flexiones-extensiones y rotaciones axiales coordinadas, para desplazar el CGO dentro de una trayectoria lo más económica, confortable y eficaz.

CADENAS ÓSEAS.

El concepto de cadena ósea lo aporta Dempster (1955) haciendo enlazar los diferentes eslabones mediante rectas que traza sobre los segmentos óseos que denomina (ejes mecánicos). La representación del cuerpo humano mediante una sucesión de ejes ecánicos o de cadenas óseas nos permitirá comprender el alcance de las anomalías de la estructura.

EJE ANATÓMICO Y MECÁNICO DEL FÉMUR.

En una descripción muy somera y en una vista anterior, el fémur se dirige oblicuamente en su porción más distal ocupando una posición más interna que la proximal. En cambio en una vista lateral se observa que la diáfisis del fémur presenta una curvatura convexa en sentido anterior. El eje anatómico del fémur se extiende a lo largo de la diáfisis, mientras el eje mecánico se sitúa desde el centro de la cabeza femoral al centro de la articulación de la rodilla. (Fig. 4 y Fig. 5.)

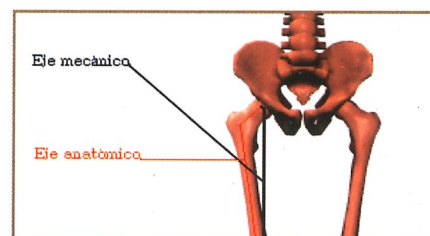


Figura 4.



Figura 5.

Los movimientos de rotación de la articulación de la cadera no se efectúan alrededor del eje anatómico del fémur, sino más bien sobre el eje mecánico.

Los músculos o porciones principales de estos que se insertan por delante del eje mecánico actuarán como rotadores internos del fémur, por el contrario los músculos o porciones principales de estos que se serten por detrás del eje mecánico actuarán como rotadores externo

Cuando la posición de la extremidad varía de la tomada como referencia variará también las acciones musculares. De esta forma si el fémur realiza una rotación interna una porción importante de la diáfisis se convierte en anterior con respecto al eje mecánico, con el resultado de que los rotadores de la cadera invierten sus acciones caso de los aductores que actúan como rotadores internos. Con el aumento de la rotación externa estos mismos músculos actuarán como rotadores externos. La inversión de las acciones musculares se debe al cambio de orientación de las fibras musculares.

EJE ANATÓMICO Y MECÁNICO DE LA TIBIA

Son coincidentes en la diáfisis el eje anatómico y mecánico de la tibia. La flexión, la extensión y rotación del fémur sobre la tibia durante la dinámica resulta de la disposición particular de las superficies articulares de la rodilla que provoca rotaciones axiales automáticas durante las flexiones y extensiones.

EJE DE LA TIBIOTARSIANA

El eje de la meseta tibial es paralelo al del cóndilo femoral, sin embargo la retroposición del maléolo externo torna el eje de la tibiotalariana oblicuo hacia fuera y hacia atrás, generando una torsión bimalleolar externa de unos 20°. Los movimientos de la tibia sobre el astrágalo obedecen a conceptos mecánicos similares a los de la rodilla. La disposición particular de la pinza bimalleolar y la tróclea astragalina provoca rotaciones axiales durante las flexiones y extensiones de la tibiotalariana.

EJE DE HENKE

Las articulaciones subastragalina y mediotarsiana están mecánicamente unidas y equivalen a una sola articulación en torno al eje de Henke, que penetrando por la cara supero interna de la cabeza del astrágalo, pasa a través del seno del tarso y sale por la parte posteroexterna del calcáneo, permitiendo un grado de libertad de todo el conjunto de huesos del tarso sobre este eje. En efecto la inversión y eversion son los movimientos realizados por el pie sin apoyo en el suelo, en cambio cuando los pies se apoyan en el suelo, denominamos supinación en el caso de la inversión y pronación en el caso de la eversion.

La consecuencia biomecánica de la pronación es la rotación interna de la pierna y el descenso de la bóveda plantar, y de la supinación la rotación externa de la pierna y el aumento de la bóveda plantar. Por consiguiente en la pronación queda implícita una disminución del ángulo de torsión bimalleolar, y al contrario en la supinación queda implícito un aumento del ángulo de torsión bimalleolar. (Fig. 6 y Fig. 7.)

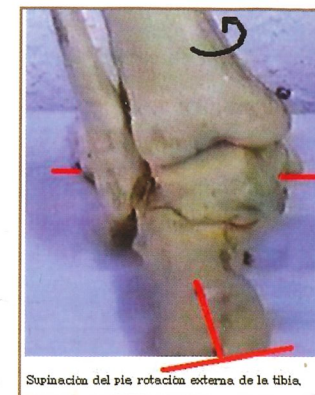


Figura 6.

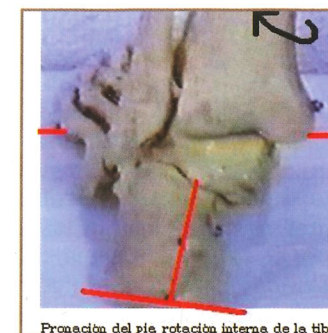


Figura 7.

SISTEMA PERIASTRAGALINO

Está situado en el lugar mas elevado de la bóveda plantar y decrece hasta el cuboides que forma un ángulo de 45° con el plano del suelo. Desde una visión superior diríamos que tiene forma de romboide irregular de base interna y vértice externo. Se caracteriza porque todas sus articulaciones son artrodias, con discretos movimientos de deslizamiento de escasa amplitud, comprenden las articulaciones de escafoides con las tres cuñas, estas entre sí y de la tercera cuña con cuboides. Esta disposición en artrodias es muy ingeniosa por dos motivos; el primero porque las superficies planas de este tipo de articulación permiten discretos movimientos entre sí para mantener la coherencia de la bóveda sin posibilidad de luxación, la segunda porque la suma de los pequeños movimientos de una artrodia unidos secuencialmente a la del resto de artrodias permiten un movimiento mayor de todo el complejo articular del pie. (Fig. 8 y Fig. 9.)

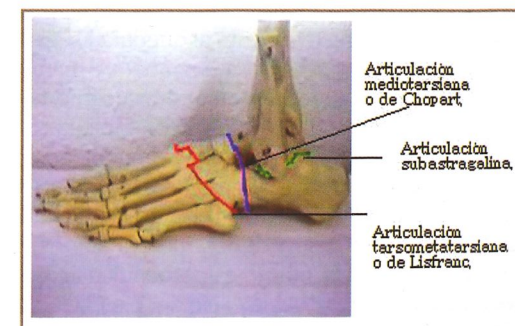


Figura 8.

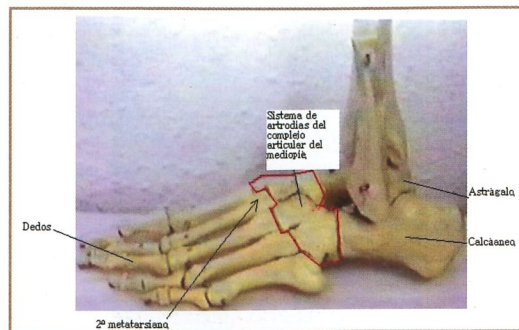


Figura 9.

MOVIMIENTOS EN LA ARTICULACIÓN DE LISFRANC Y EJE DE PRONOSUPINACIÓN DEL ANTEPIÉ

Desde una visión superior la interlínea de Lisfranc es oblicua su porción interna se localiza dos centímetros por delante de la externa, diseñada así al igual que el eje de Henke, para favorecer los movimientos de pronosupinación del pie. Dadas las características de esta articulación, y para comprender su funcionalidad, la subdividiremos en tres articulaciones.

Paleta interna: Primera cuña, 1er. metatarsiano.

Paleta media: Segunda y tercera cuña, segundo y tercer metatarsiano.

Paleta externa: Cuboides, cuarto y quinto metatarsiano.

La paleta interna presenta ligeras convexidades en la cara distal de la primera cuña, de forma análoga la base del primer metatarsiano también presenta concavidades de tipo cóndileo permitiendo un rango de movimiento alto, cráneo caudales y latero mediales, esta articulación es auxiliada por el ligamento de Lisfranc que une la base del segundo metatarsiano a la primera cuña de gran importancia mecánica como veremos mas adelante.

La paleta externa presenta en la zona articular distal del cuboides una cresta para la ubicación del quinto y cuarto metatarsiano, convexa en ambos sentidos dorso-plantar y transversal, permite también un rango de movimiento amplio siendo mayor el del quinto metatarsiano.

La paleta media presenta una particularidad la primera cuña sobrepasa 8 milímetros a la segunda, la tercera cuña también sobrepasa 4 milímetros a la segunda cuneiforme, ibujando lo que se ha dado en llamar la mortaja. Efectivamente al quedar el segundo metatarsiano ubicado entre la primera y tercera cuneiforme y estar unido al tercer etarsiano por potentes ligamentos tanto dorsales como plantares, queda en la práctica muy limitada la movilidad de esta paleta y más concretamente de este metatarsiano, siendo la paleta menos móvil de las tres. Por lo tanto el eje de flexión de los metatarsianos, y dada la movilidad descrita no es perpendicular sino oblicuo desplazándose hacia el eje del pie. El eje del pie pasa por el segundo metatarsiano y será alrededor de este eje donde se producirán los movimien-

tos de prono-supinación del antepié, auxiliados por las articulaciones subastragalina, mediotarsiana y sistema periastragalino.

DESCRIPCIÓN DE FUERZAS PIE PIERNA.

Al observar el pie y la pierna en apoyo unipodal y analizar la distribución de fuerzas de acción y reacción sobre el tarso cuando caminamos, veremos como no se puede desligar que la resultante del par de fuerzas unidas a la flexión de la tibiotarsiana origine; la rotación interna de la tibia y la pronación sobre el pie, con un desplazamiento de la carga latero-medial hacia el arco interno. Martín Rueda lo identifican como vector de barrido. Del mismo modo en la extensión de la tibiotarsiana que se produce en la fase de despegue nos encontramos con una rotación externa en la articulación del tobillo discreta pero suficiente para trasladar (también descrita como resupinación), con la ayuda muscular y de la mediotarsiana y articulaciones periastragalinas y del antepié, la carga hacia las cabezas metatarsales 2ª y 1ª, que junto al pulpejo del 1.º dedo, son el último trípode de sustentación que dan sentido al despegue. (Fig. 10 Fig. 11 y Fig. 12.)

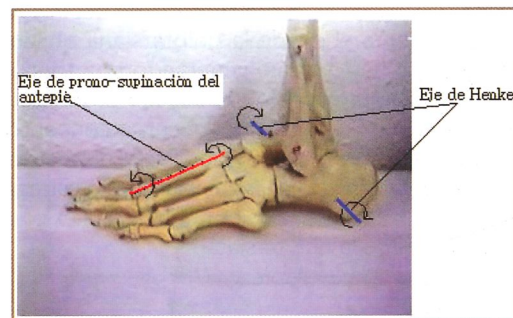


Figura 10.

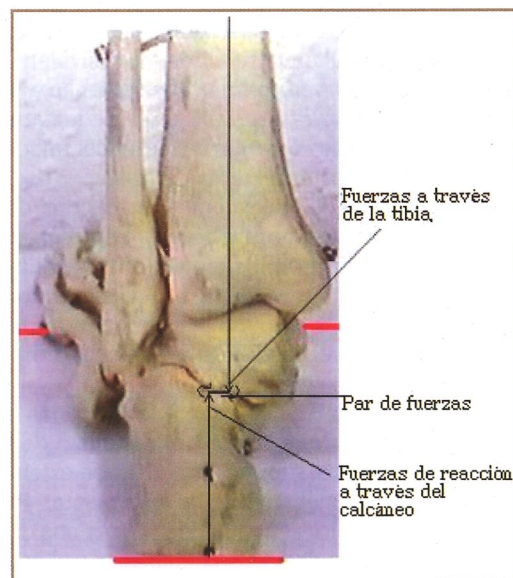


Figura 11.

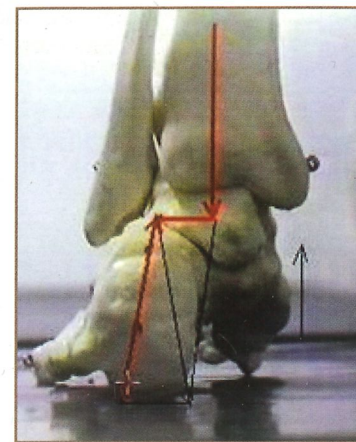


Figura 12.

CINÉTICA DE LOS EJES MECÁNICOS DE LAS EE.II.

Sabemos por los diferentes estudios cinéticos realizados en EE.II. que el ser humano minimiza el gasto energético durante el movimiento lineal, manteniendo el centro de gravedad en una trayectoria curva en los tres planos del espacio, que a una velocidad confortable de 4 km/h es de mas o menos 50 mm de amplitud.

Las flexiones y extensiones de toda la extremidad están acompañadas de rotaciones axiales, para mantener el centro de gravedad dentro de estos límites. En efecto se ha comprobado que estos movimientos en la cadera eran de 4º para cada lado 8º en total, los del fémur también sumaron 8º, y los de la tibia 9º, recordando que estos movimientos son tomados teniendo como referencia el pie apoyado en el suelo, que también tiene movimiento sobre los ejes mencionados de Henke y pronosupinación del antepié.

A los 25º de totales de rotación axial de las EE.II. se deben sumar los grados de movimiento de los ejes de prono-supinación del retropié y del antepié, efectivamente estamos hablando de entre 35º y 40º de rotaciones axiales durante esta velocidad de marcha. Con capacidad de incrementarse al aumentar la velocidad de desplazamiento hasta los límites fisiológicos del organismo. (Fig. 13.)

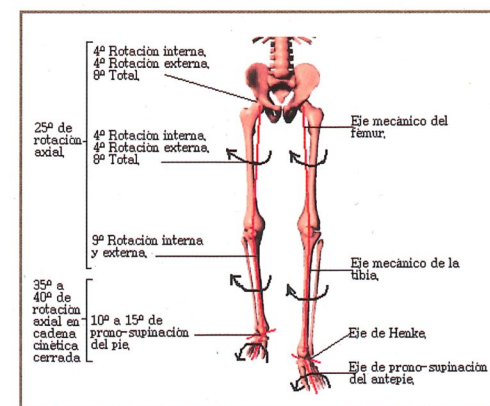


Figura 13.

CONCLUSIÓN

El ser humano como sistema mecánico está diseñado para el movimiento lineal. Un centro de gravedad tan elevado y un desequilibrio tan evidentes no es casual. Nos proporciona energía potencial suficiente para que una pequeña acción muscular motora, pueda llevar al centro de gravedad a la zona más alta de la sinusoide, necesaria para la economía energética.

La pérdida del equilibrio anterior estimula el sistema propioceptivo.

La constante pérdida y recuperación del equilibrio anterior, son las que condicionan la respuesta osteo-articulares y neuronales y no al revés, en unas secuencias lógicas de movimiento, flexionando y rotando internamente durante la desaceleración, extendiéndose y rotando externamente durante la aceleración del CGO.

La fisiología y mecánica articular así lo demuestran, ningún sistema articular de la extremidad inferior se mueve en uno o dos planos, todos lo hacen en los tres planos del espacio para facilitar el movimiento sinusoidal y simétrico del CGO.

Todos estos movimientos se realizan a través de unos ejes mecánicos, desde el pie al tronco y extremidades superiores con la pelvis como motor principal, generan unos grados de movilidad axial nada despreciables, teniendo en cuenta que estos valores han sido tomados con el pie apoyado en el suelo a una velocidad de marcha de 4Km/h, variando sin duda, al aumentar la velocidad de desplazamiento hasta los límites fisiológicos del organismo. El ser humano puede alcanzar casi los 40 km/h.

BIBLIOGRAFÍA

- Gerard Asensio, Yves Blanc, Jean-Marie Casillas, Michèle Esnault, El-Mostafa
- Laassel, Serge Mesure, Jacques Pélissier, Georges François Penneçot, François Plas, Christine Tardieu, Eric Viel. La marcha humana la carrera y el salto. Biomecánica exploraciones, normas y alteraciones. Masson 2002. Pág. 5-21.
- F. Plas, E. Viel, Y. Blanc. La marcha humana. Cinesiólogía dinámica, biomecánica y patomecánica. Masson 1984. pag. 2-20.
- Eduardo A. Arbones. Manual-diccionario de Física. Ediciones Fausi 1987, pag. 68, 69, 70.
- Carlos E. Vázquez, Martha Martínez. Fundamentos de Física Mecánica. Editorial Playor, 1989. pag. 79, 255, 331.
- Karl Hainaut. Introducción a la Biomecánica. Editorial JIMS 1976, pag. 7, 8.
- Florence Peterson Kendall, Elizabeth Kendall McCreary, Patricia Geise Provance. Músculos, pruebas, funciones y dolor postural. Kendall's. Marban 2000 4ª edición. Pág. 224, 220.
- Antonio Viladot y colaboradores. Quince lecciones sobre patología del pie. Masson 2002. Pág. 23, 25.
- A. I. Kapandji, Fisiología articular miembro inferior. Editorial Médica Paramérica 1999, 5ª edición. Pág. 190, 192, 194, 196, 198, 202, 204, 230, 236, 240, 242.
- Martín Rueda. Patología metatarso digital. Federación Española de Podólogos. 1991. Pág. 65-70.
- J. L. Florenciano Restoy. Análisis de la Estática Humana. Podoscopio 2001. Pág. 22-25.
- J. L. Florenciano Restoy. Dolor en cintura pélvica y su relación con EE.II. El Peu 2002. Pág. 178-181.