

Dolor en cintura pélvica y su relación con EE.II.

J.L. Florenciano Restoy

Centro Podológico de J.L. Florenciano Restoy

Correspondencia:

J.L. Florenciano Restoy

Centro Podológico de J.L. Florenciano Restoy

C/ Paseo de la Salud N° 77, 1°

08914 Badalona (Barcelona)

Resumen

La estabilidad de la cintura pélvica depende en gran medida de dos factores determinantes. Por un lado la coherencia articular entre la sínfisis del pubis, la articulación de la cadera y las vértebras lumbo-sacras, y por otro la correcta mecánica entre la cintura pélvica y las extremidades inferiores (EE.II.).

El pie como último eslabón de la cadena cinética colabora en el desplazamiento del (CGO.) transmitiendo los momentos cinéticos y las cargas en las mejores condiciones mecánicas, cualquier alteración en la adaptabilidad de los pies sobre el suelo condiciona sin duda el reajuste de toda la estructura corporal. Siguiendo este principio se plantea la hipótesis de la relación existente entre las disfunciones mecánicas en EE.II. en general y en el tarso, mediopié y antepié en particular, y las alteraciones en las articulaciones de la cintura pélvica, como causas determinantes de gran parte de los síndromes dolorosos en la cintura pélvica.

Palabras clave: Dolor en cintura pélvica. Desequilibrios en EE.II. Bloqueos articulares en tarso. Mediopié y antepié.

Introducción

Sabemos por los estudios publicados que los dolores en la cintura pélvica afectan a gran número de personas. El 80% de pacientes manifiestan haber padecido dolor lumbo-sacro por lo menos una vez en la vida.

Summary

The pelvium girdle stability mainly depends on two determinant factors. On one hand the joint coherence between the pubic symphysis, the hip joint and the lumbosacral vertebrae; and on the other hand the correct mechanics between the pelvic girdle and the lower extremities.

The foot as the last step of the kinetic chain collaborates in (CGO.) movement by transmitting the kinetic moments and loads in the best mechanic conditions, therefore any alteration of feet adaptability on the floor implies a body structure readjustment. Following this principle, the hypothesis of the relation between mechanical dysfunctions in lower extremities, concretely in tarsus, medial foot and metatarsus, and alterations of the pelvium girdle joints, as determinant causes of most of pelvium girdle pain syndromes emerges.

Key words: Pain in pelvic waist. Imbalances in low extremities. Blockades you will articulate in the tarsus. Half a foot and metatarsus.

Los costes laborales son muy elevados para los sistemas nacionales de salud.

Entre el 75% y el 80% de los dolores en la zona pélvica son de origen idiopático.

En la actualidad la discusión gira en torno no tanto a si las articulaciones de la cintura pélvica tienen

movilidad, si no mas bien a ¿cómo realizan sus movimientos?.

Resumen anatómico

La columna vertebral está como quien dice incrustada en la cintura pélvica de forma perpendicular mediante la unión del sacro con las dos alas ilíacas, conformando las articulaciones sacro-ilíacas formadas por la cara auricular del coxal y la cara auricular del sacro.

Es una anfiartrosis con presencia de líquido sinovial en la cavidad articular, protegida por una cápsula articular fibrosa con superficies articulares cartilaginosas.

Los ligamentos directos son el anterior, posterior y el interóseo, y los indirectos son el sacrotuberoso (sacrociático mayor), el sacroespinal (sacrociático menor), ambos contrarrestan los movimientos propios del sacro. El ligamento iliolumbar estabiliza la parte superior de la articulación sacroilíaca uniendo la pelvis a las dos últimas vértebras lumbares.

Biomecánica

En posición de bipedestación estática el ser humano tiene situado su centro de masas en el interior del anillo pélvico. En la cintura pélvica se cumplen dos principios físicos básicos, el primero cinemático es donde se encuentra el centro de gravedad del organismo (CGO), el segundo cinético conecta el tronco con las (EE.II.) asimiladas como unidades de locomoción.

La fisiología articular describe de forma clara los movimientos de las alas ilíacas, la sínfisis del pubis y las cabezas femorales en el interior del cótilo durante la dinámica, de forma somera y a modo de resumen diremos que en su mecánica tridimensional la cintura pélvica se comporta como un anillo completo ligeramente abierto en la sínfisis del pubis, conectando el tronco con los miembros inferiores.

En estática el peso del tronco, la cabeza y extremidades superiores es transmitido desde la quinta vértebra lumbar dividiéndose en partes iguales hacia las alas del sacro. A continuación y a través de las espinas ciáticas hacia la cavidad cotiloidea. Por el contrario la reacción que el suelo ofrece al peso del tronco, cabeza y extremidades superiores es transmitida por el cuello del fémur y la cabeza femoral hacia la articulación de la cadera, mientras que otra parte importante de la respuesta queda anulada al

atravesar la rama horizontal del pubis confluyendo en la sínfisis púbica (Figura 1).

Durante la estática o la dinámica estas fuerzas han de ser simétricas.

En el caso particular de la marcha, la carrera, el salto etc. la extremidad que se encuentra apoyada en el suelo, (cadena cinética cerrada), eleva la articulación coxofemoral correspondiente, la otra extremidad en suspensión, (cadena cinética abierta), debido al peso de la pierna, desciende la coxofemoral opuesta, lo que desencadena una báscula pélvica.

Sin duda en este momento las articulaciones de la cintura pélvica se ven afectadas por el peso del cuerpo y la respuesta antigravitatoria (Figura 2).

En efecto desde una observación lateral en dinámica el ala ilíaca del miembro en carga se ve condicionada del siguiente modo, el peso del tronco es transmitido hacia la parte superior de la vértebra sacra generando un vector de fuerza descendente, la reacción del suelo transmitida por el fémur y aplicada



Figura 1.

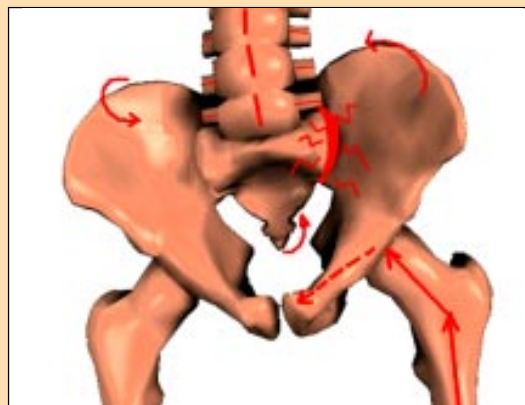


Figura 2.

sobre la articulación coxofemoral genera un vector de fuerza ascendente, desencadenando un par de fuerzas con eje de rotación en la coxofemoral, el ilíaco conectado como está a la articulación sacro-ilíaca se ve afectado por una fuerza resultante que obliga al sacro a tender a la horizontalización, creando tensión en los ligamentos sacro-ilíacos que impiden la separación de la punta del sacro de la tuberosidad isquiática (Figuras 3 y 4).

El análisis mecánico resultante de los movimientos del sacro demuestra que durante la horizontalización (nutación) del sacro el ala ilíaca tiende a cerrarse y al contrario la verticalización (contranutación) del sacro tiende a abrirla. En las articulaciones sacroilíacas se sostiene el 60% del peso corporal (Figura 4).

Las acciones musculares se coordinan para mantener la coherencia articular, los implicados son el erector del tronco, el glúteo mayor, el dorsal ancho y el bíceps femoral, aplicando el siguiente mecanismo, la inserción del erector del tronco en el sacro lleva a este hacia la nutación produciendo ten-

sión en el ligamento interóseo y sacrotuberoso. El glúteo mayor dada su íntima relación con el ligamento sacrotuberoso obliga a comprimir la articulación sacro-ilíaca, la báscula pélvica se contrarresta mediante la acción opuesta de la tensión de la fascia lumbodorsal y por la contracción del dorsal ancho de ese lado. La acción del bíceps femoral (porción larga), del miembro en carga actúa sobre la tensión del ligamento sacrotuberoso. No todas las fibras del tendón se fijan en la tuberosidad isquiática, si no que muchas de ellas lo hacen en el ligamento sacrotuberoso. También se ha demostrado mediante los estudios con EMG (electromiograma) la importancia de los músculos abdominales oblicuos y del piramidal de la pelvis en la estabilidad de la pelvis. La conclusión es que existe una acción cruzada de los músculos mencionados anteriormente, permitiendo los movimientos sin perder la coherencia de las articulaciones sacroilíacas (Figura 5).

Cuando hablamos de movimiento en la articulación sacro-ilíaca y pubiana me refiero mas a las fuerzas que los provocan, estos movimientos son muy discretos, la amplitud de movimiento final viene dada de la suma secuencial de los pequeños movimientos de todas las carillas articulares implicadas. No obstante y dada la naturaleza de este trabajo hemos de hacer hincapié en la importancia de los ligamentos que evitan inmediatamente todo desplazamiento.

La inervación de las articulaciones sacroilíacas provienen de las raíces L3-S2. Las caras posteriores de la articulación reciben la inervación de la raíz L5, S1 y S2. Es sin duda este motivo el que el dolor referido en estas articulaciones se irradie hacia el miembro inferior.

Por lo tanto toda fuerza ascendente asimétrica que desvirtúe la carga sobre cualesquiera de las coxofemorales, producirá tensiones sobre la sacro-ilíaca y rama púbica afectada, provocando dislocación y dolor.

Ejes de movimiento de las EE.II.

Durante el movimiento lineal del cuerpo humano el centro de masas describe una trayectoria curva aplanada en los tres planos del espacio, que sobre suelo plano ha de ser constante y simétrica, rentabilizando al máximo la economía energética. Esto se consigue mediante la combinación alternante de los diferentes eslabones de las cadenas óseas; en efecto, comprender los movimientos cinéticos desde el fémur hasta el pie y viceversa es imprescindible

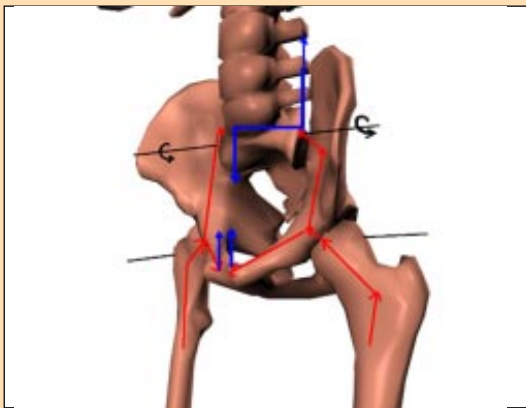


Figura 3.

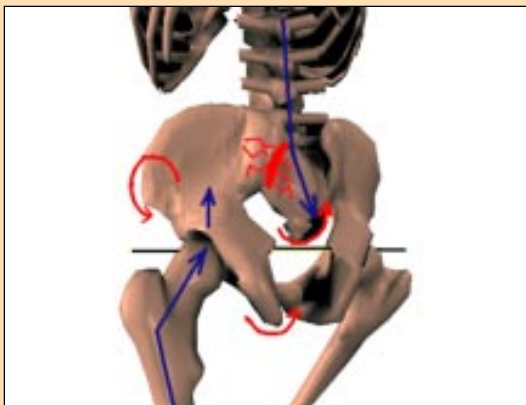


Figura 4.

ble para explicar las consecuencias mecánicas si los movimientos de ambas extremidades no son simétricos.

La secuencia de movimientos es ejercida por la acción efectiva de los grupos musculares implicados entre la cintura pélvica y el fémur. Se podría decir que para desplazarnos el organismo sitúa el motor principal en los músculos de la cintura pélvica.

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.

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 inserten por delante del eje mecánico actuarán como rotadores internos del fémur, por el contrario los músculos o porciones principales de estos que se inserten por detrás del eje mecánico actuarán como rotadores externos.

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.

Los abductores y rotadores externos de la cadera en respuesta a la báscula pélvica estabilizan la pelvis del miembro en carga.

Eje anatómico y mecánico de la tibia

Son coincidentes en la diáfisis el eje mecánico y anatómico 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 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 tibiotarsiana oblicuo hacia fuera y hacia atrás, generando una torsión bimaleolar 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 maleolar y la tróclea astragalina provoca rotaciones axiales durante las flexiones y extensiones de la tibiotarsiana.

Eje de Henke

Las articulaciones subastragalina y mediotarsiana están mecánicamente unidas y equivalen en su conjunto a una sola articulación en torno al eje de Henke, su trayecto se dirige desde la cara superior e interna del astrágalo, pasa a través del seno del tarso y se proyecta por la parte posterior y externa del calcáneo, permitiendo un grado de libertad de todo el conjunto de huesos del tarso sobre este eje. En efecto la inversión y eversión son movimientos del pie sin apoyo en el suelo, en cambio cuando el pie se apoya en el plano del suelo, denominamos supinación en el caso de la inversión y pronación en el caso de la eversión.

La consecuencia mecánica 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 bóveda plantar.

Sistema periastragalino y eje de pronosupinación del antepié

Situado en el lugar más elevado de la bóveda plantar el sistema periastragalino decrece hasta cuboides formando un ángulo de aproximadamente 45° con el plano del suelo.

Se caracteriza porque todas sus articulaciones son artrodiadas con movimientos discretos y de escasa amplitud. La disposición en artrodiadas obedece a dos principios fundamentales, el primero soportar las fuerzas de compresión y la coherencia de los movimientos propios de la bóveda plantar sin posibilidad de luxación, la segunda se deduce de la suma de los pequeños movimientos articulares unidos secuencialmente a la del resto de artrodiadas que generan un movimiento mayor de todo el conjunto articular del pie, de manera que la adaptación a las irregularidades del terreno se hace más efectiva.

La mecánica del antepié está estrechamente ligada a la articulación de Lisfranc donde a efectos anató-

micos se observa mayor movilidad en la base del primer metatarsiano, es una articulación de tipo condíleo y permite movimientos cráneo-caudales y latero-mediales.

El cuboide en su zona distal presenta una cresta para la ubicación del 4° y 5° metatarsiano, convexa en ambos sentidos dorsoplantar y trasverso con movimientos amplios siendo mayor el del 5° metatarsiano. En cambio la ubicación del 2° mtt entre la primera y tercera cuneiforme hace que junto con el tercer mtt. sean los menos móviles de los cinco mtt. Esta suficientemente descrito la importante función dinámica del segundo metatarsiano, prueba de ello es que el eje anatómico del pie transcurre por el 2° mtt. donde se producen los movimientos de pronación y supinación del antepié (Figura 6).



Figura 5.

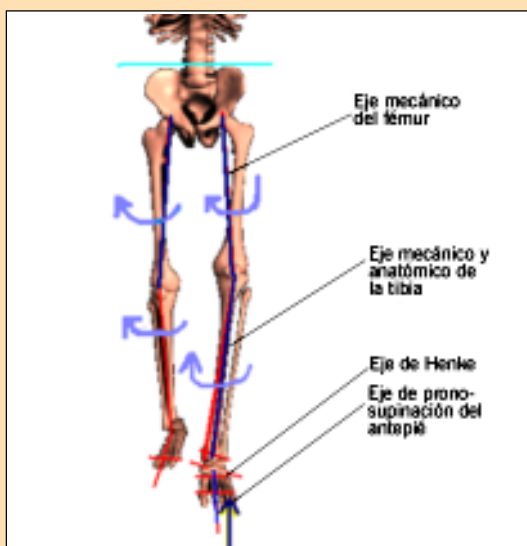


Figura 6.

Sistema de equilibrio entre planos y ejes del pie

Por debajo de la articulación del tobillo encontramos la articulación subastragalina, formada por dos huesos verticales el astrágalo y el calcáneo siendo también una articulación del tipo de las artrodias, su principal función es conectar un elemento horizontal, el pie, con un elemento vertical, la pierna, el equilibrio de esta articulación se encuentra en un plano paralelo al plano del suelo, la bisección posterior del calcáneo es vertical y por lo tanto perpendicular al plano transversal de la articulación subastragalina.

La articulación mediotarsiana tiende a bloquearse durante el apoyo en su posición de máxima pronación. En efecto la articulación mediotarsiana conecta el retropié con las articulaciones periastragalinas y de Lisfranc, la fuerza que el suelo aplica sobre el antepié condiciona que este quede bloqueado contra el retropié durante el apoyo. En esta posición los planos inferiores del antepié y del retropié son paralelos entre sí y a las superficies en la que se apoyan. Por consiguiente la bisección sagital de la superficie posterior del calcáneo es perpendicular también a estos planos (Figura 7).

Cinética de los ejes mecánicos de las EE.II.

Sabemos por los diferentes estudios cinéticos en EE.II realizados, que la mayor economía durante la marcha se produce manteniendo al centro de gravedad en una trayectoria curva en los tres planos del espacio, de más 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 a una marcha confortable 4 Km/h se comprobó que estos movimientos en la cadera eran de 4° para cada lado 8° en total, los del fémur también sumaron 8°, y los de la tibia 9°, recordando que estos movimientos son tomados teniendo como referencia el pie apoyado en el suelo, que también tiene movimientos sobre los ejes mencionados de Henke y eje de pronosupinación de antepié.

A la suma de los 25° totales de rotación axial de la EE.II se deben sumar los de los ejes de pronosupinación del retropié y del antepié, efectivamente estamos hablando de entre 35° y 40° de rotaciones axiales durante esta velocidad de marcha. Con capacidad de incrementarse al aumentar la velocidad de desplazamiento hasta los límites fisiológicos del organismo.

Estos grados de rotación tienen que ser simétricos para cada extremidad, cualquier alteración asimétrica por exceso o por defecto en las flexiones extensiones y rotaciones axiales, modifica la relación del sujeto con el plano del suelo y por consiguiente la trayectoria del centro de gravedad y la economía energética (Figura 8).

Alteraciones funcionales y alteraciones estructuradas

Definiciones que se aplican por supuesto a toda la estructura corporal sin menospreciar que en un mismo sujeto pueda presentar incluso las dos a la vez.

- *Las alteraciones funcionales:* Son aquellos cambios modificables que tienen una acción especial propia, acomodativa y consecuente con la arquitectura total o parcial del individuo. Escoliosis funcional, mecanismo antiálgico etc.
- *Las alteraciones estructuradas:* Son aquellos cambios no modificables de la arquitectura total o parcial del individuo. Torsión ósea, déficit de movilidad articular morfológicos etc. En las disfunciones por exceso de movilidad articular se podrían explicar muchas anomalías funcionales. Disfunciones por defecto de movilidad articular englobarían a casi todas las anomalías estructuradas.

Mecanismos compensatorios

Son todas aquellas modificaciones que persiguen superar un defecto en la estructura generalmente de carácter funcional.

Mecanismos consecuentes

Relación física resultante de la aplicación de fuerzas desde el suelo sobre la estructura y su respuesta antigravitatoria.

Material y métodos

Se han efectuado análisis a 50 pacientes adultos 32 hombres y 18 mujeres con afectación en alguna de las tres articulaciones de la cintura pélvica, las dos articulaciones sacroilíacas y la sínfisis pubiana, siguiendo un método sistemático de exploración biomecánica.

- Control de biometrías en camilla en decúbito supino con goniómetro pendular de las articulaciones de la cadera, rodilla y pinza bimalleolar.

- Valoración manual pasiva de la movilidad articular de la tibiotalariana, subastragalina, mediotarsiana, sistema periastagalino, Lisfranc y articulaciones metatarsofalángeas.
- Se han grabado en cinta de video la marcha sobre un pasillo elevado del suelo 50 cm. Un tapiz rodante de 1 m. y 10 cm. de longitud. Observando el ángulo de Fick, los grados en valgo o varo de la bisectriz posterior del calcáneo, orientación de la rótula, así como cualquier otra alteración de los ejes mecánicos del fémur, la tibia y el pie que se pudiera detectar.
- Con posterioridad se observó la presión estática de la impronta plantar, mientras que la presión dinámica se analizó secuencialmente.
- De la misma manera se observó a los pacientes en bipedestación estática y se valoraron la altura de las crestas ilíacas mediante el pelvómetro



Figura 7.

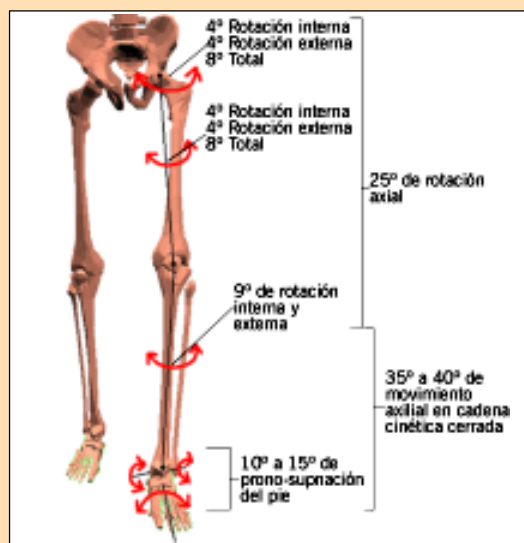


Figura 8.

- de nivel, los grados de valgo, varo genuflexión e hiperextensión de la rodilla, la inclinación en valgo o varo de la bisectriz posterior del calcáneo, así como la influencia de los ejes de varo y valgo de calcáneo sobre las presiones plantares.
- Utilizando como herramienta física un sistema óptico video-computerizado llamado Podo-computer.

Resultados

Síndromes dolorosos en cintura pélvica

En las historias clínicas el 16% de los pacientes refirieron dolor en la zona púbica, mientras que el 54% lo hizo de la zona sacro-iliaca, un 10% refirió dolor en zona lumbo-sacra irradiada hacia la zona púbica, el 20% restante no refirió dolor en las áreas mencionadas, pero si en crestas ilíacas o en inserción isquiática del bíceps femoral.

La exposición de los resultados se hace sobre la base de la exploración biomecánica realizada a cada paciente.

Empezaremos por la valoración de la báscula pélvica. El 68% de los pacientes mostraron mediante el pelvímeter de nivel desequilibrios. En el 40% de los casos lo fue hacia el lado izquierdo mientras que el 28% de los casos lo fueron hacia el lado derecho, en ambos resultados el 35% de los casos correspondían a un acortamiento real de alguna de las extremidades confirmado mediante estudio radiológico (Figura 9).

Escoliosis sacro-lumbar

Las desviaciones del raquis fueron del 28% hacia la izquierda y del 12% hacia la derecha. Se hace evidente que la báscula pélvica detectada del 68% está íntimamente relacionada, siendo o bien la causa o bien el efecto (Figura 10).

Movilidad en cadera

Por los resultados obtenidos existe un aumento de la retroversión femoral 70% con respecto a la anteversión femoral 22% tan solo un 8% de pacientes igualaba las anteversiones y las retroversiones. El dato más significativo es el 28% de pacientes mostraron asimetrías en los movimientos de la cadera, con la cadera flexionada y con la cadera en extensión en decúbito supino. Otro dato a tener en cuenta es que en el 20% de las retroversiones femorales la diferencia era de 40° mayor en rotación externa (Figura 11).

Torsión bimaleolar

De los resultados obtenidos se desprende una enorme variabilidad en la asimetría de los ejes bimaleolares del 34%. Paciente con un eje de 20° en el tobillo izquierdo y de 30° en el derecho, o 10° en el izquierdo y 20° en el derecho, a modo de ejemplo (Figura 12).

Total de varo de retropie 56%

La perpendicularidad de la bisección posterior del calcáneo con el plano del suelo influye sobremanera en la relación del pie con el plano del suelo. De los resultados obtenidos se desprende que un 40% de los pacientes mostraban distinta relación en ambos pies llegando incluso a tener un pie en varo y otro en valgo. Sin olvidar la relación existente entre el varismo de retropie y la torsión bimaleolar externa, con el aumento de la bóveda plantar y su influencia sobre la longitud de la extremidad (Figura 13).

Total de valgo de retropie 40%

Del mismo modo anterior se ha verificado un valor del 26% en la asimetría de los grados de valgo de retropie. El 18% entran en el grupo anteriormente mencionado, de valgo en un pie y varo en el otro. De la misma manera que en el caso anterior el valgo lleva implícito en la mayoría de casos una pronación, con disminución del ángulo de torsión tibial y descenso de la bóveda plantar y extremidad (Figura 14).

Bloqueo articular en mediotarsiana

Cuando en las maniobras de movilidad pasivas de las articulaciones del tarso, mediopié y antepié, muestran una falta de movimientos evidentes, a las maniobras de pronosupinación de antepié, podemos hablar casi con seguridad de bloqueo articular. Efectivamente es la articulación mediotarsiana o de Chopart la que a efectos mecánicos conecta el retropie con el antepié su falta de movilidad dificulta que los planos de apoyo del retropie y antepié sean paralelos entre sí y a la superficie en la que se apoyan. En efecto la supinación de antepié genera pronación en muchos casos con disminución del ángulo de torsión tibial, y por el contrario la pronación de antepié genera supinación del pie con aumento del ángulo de torsión tibial (Figura 15).

Discusión

Existe una interesante diferencia entre las disimetrías confirmadas mediante Rx del 35% y las básculas

Figura 9.

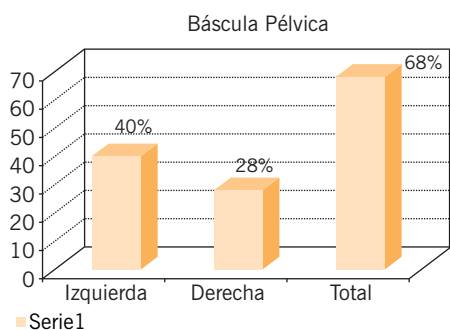


Figura 12.

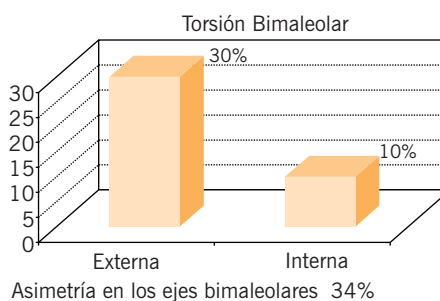


Figura 10.

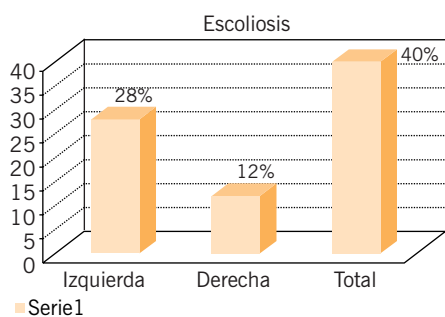


Figura 13.

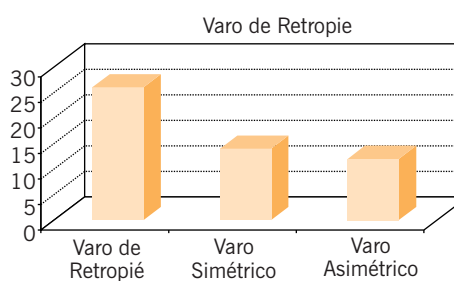


Figura 11.

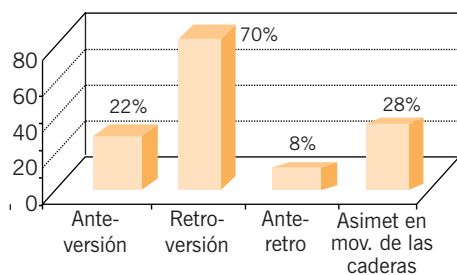
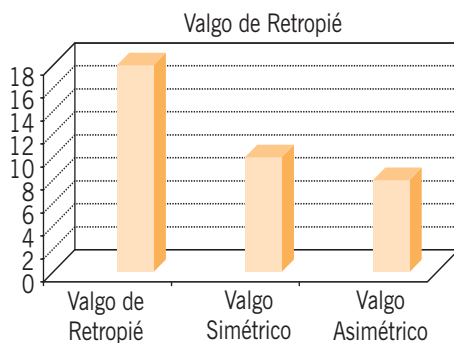


Figura 14.



pélvicas 68%, la diferencia del 33% se debieron en su totalidad a movimiento intrapélvicos ocasionados por factores del tronco o de la incorrecta relación en ambas extremidades o de ambos pies con el plano del suelo, sin descartar que del 35% de disimetrías confirmadas el 50% tenían alterada la relación de los pies con el plano del suelo. Durante la dinámica hemos dejado claro que la relación con el plano del suelo es determinante para generar movimientos de todos los eslabones

cinéticos, con momentos de fuerza que ocasionan rotaciones como se observa en el modelo expuesto (Figura 16), estas flexiones, extensiones y rotaciones axiales se han medido a velocidad confortable de 4 km/h., llegando a la conclusión que nos encontramos entre 35° y 40° de movimiento axial total, tanto para una extremidad como para la otra. El estudio demuestra que existen asimetrías en cintura pélvica, en los movimientos rotacionales en la cadera, en la perpendicularidad de la bisección pos-

terior del calcáneo, de la torsión de la pinza bimalleolar y en la adaptabilidad de ambos pies sobre el plano del suelo reflejados en los bloqueos articulares del pie. Se hace evidente que todas estas diferencias deben de alterar la amplitud de los movimientos pélvicos, en ocasiones desde arriba el 28% de los pacientes mostraban diferencias de movilidad en una cadera con respecto a la otra.

Figura 15.

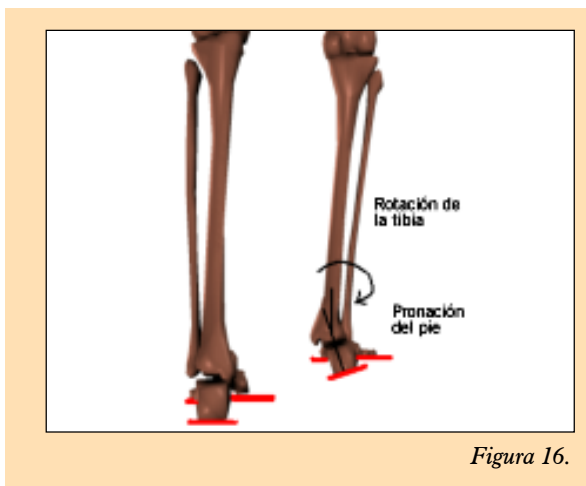
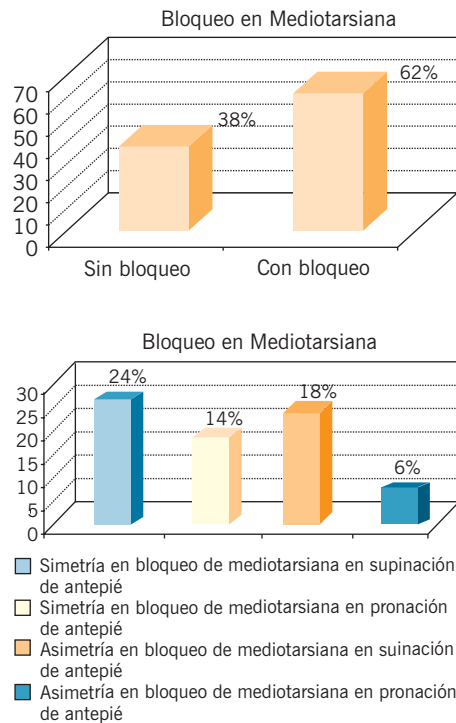


Figura 16.

En ocasiones desde abajo, efectivamente las articulaciones del tarso, mediopíe y antepíe tienden a bloquearse entre sí en el momento de apoyo unipodal, la coaptación articular se efectúa en subastragalina y sistema periastragalino mediante artrodias, dejando para la mediotarsiana la capacidad de acomodación dada la relación de la cabeza del astrágalo con el escafoides. El bloqueo de cualquiera de estas artrodias limita parcial o totalmente la cadena de movimiento generando los bloqueos en antepíe mencionados en el estudio, ante esta duda propongo la siguiente reflexión, la acción del ligamento de Lisfranc fijando decididamente la primera cuña al segundo metatarsiano consigue en ocasiones restar movimiento y casi inmovilizar la articulación cuneo-metatarsal del 1er. Segmento, sin menospreciar en absoluto la acción selectiva y determinante que pueden tener tanto el tibial anterior para el caso de la supinación de antepíe o la del peroneo lateral largo en el caso de la pronación de antepíe.

La disminución de los grados de rotación interna en la cadera es significativo en todos los casos y nos lleva a pensar en que esa falta de rotación interna en el momento de estabilizar la pelvis y el bloqueo en mediotarsiana en ocasiones bipodal, en ocasiones unipodal y asimétricos, genera sobre la cintura pélvica tensiones acomodativas que sin duda se han de tener en cuenta.

No obstante sería de interés para la correcta interpretación de los movimientos propios de ambas cabezas femorales durante la dinámica, hacer las biometrías en carga.

Cuando se detecta en los exámenes mecánicos preliminares del pie una limitación en la movilidad hacia la pronación del antepíe, nos enfrentamos a una falta de paralelismo entre los planos del retropié y antepíe en el apoyo sobre el suelo, como se muestra en la figura adjunta, la pronación forzada de todo el conjunto articular del pie se traduce en una rotación interna, mayor en la extremidad afectada por el bloqueo articular en mediotarsiana y articulaciones periastragalinas. Al generarse asimetrías en los apoyos, las fuerzas antigravitatorias dejan de ser simétricas y su traslación a la cintura pélvica es indudable.

Del mismo modo cabe decir que cualquier limitación unipodal a la supinación de antepíe, por ejemplo en los pies con un primer segmento muy verticalizado, el paralelismo entre los planos del antepíe y retropié se configuran generando una torsión bimalleolar externa consecuyente, desencadenando efectos mecánicos similares a los anteriormente expuestos.

Conclusión

El motivo principal de la consulta de estos pacientes fue el dolor referido en alguna zona del anillo pélvico.

El 80% de las algias en la cintura pélvica son de etiología desconocida.

El estudio muestra que en el 40% de los pacientes se detectan desviaciones en la perpendicularidad de la columna lumbar, influenciando en la estabilidad de la cintura pélvica desde arriba.

En la dinámica se evidencia la enorme variabilidad existente entre los diferentes eslabones de las EE.II. su movilidad y su relación con el plano del suelo, que sin duda influyen sobre la estabilidad de la cintura pélvica desde abajo.

La retroversión femoral, las asimetrías en torsión y movilidad de las EE.II. asociada a bloqueos articulares en el pie debería tenerse en cuenta, en la medida

que aún no siendo la primera causa, es sin duda favorecedora de importantes desequilibrios en la misma.

Bibliografía

Plas F, Viel E, Blanc Y. *La marcha humana*. Pág. 3, 44.

Platzer W. *Atlas de anatomía*. Pág. 36, 62.

Kapanji. *Fisiología articular. Miembro inferior*. 5ª Edición. Pág. 30, 58, 72, 78, 212.

Root M. *Exploración biomecánica del pie*. Pág. 32, 46.

Levigne y Noviel. *Estudio clínico del pie*. Pág. 39, 40.

Rueda M. *Patología metatarso digital*. Pág. 66.

Hunt GC. *Fisioterapia del pie y del tobillo*. Pág. 36.

Florenciano Restoy JL. *El Pie*. Pág. 443, 444 y 446.

Florenciano Restoy JL. *Podoscopio*. Pág. 27 y 28.