



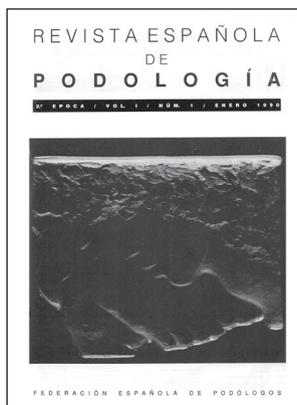
ORIGINAL
Artículo en español

Rev Esp Podol. 2018;29(Supl. 2):36-41

Revista Española de Podología 1990;1(1):25-9

Podología y dinámica: análisis del impulso

Martín Rueda Sánchez



A lo largo de la historia, el estudio del pie se ha centrado en aspectos estáticos o de bipedestación y como un apéndice aislado, no relacionado con las patologías que se desarrollan en el resto del cuerpo humano.

El artículo publicado por el profesor Marín Rueda Sánchez en enero de 1990 en la *Revista Española de Podología* denominado "Podología y dinámica: análisis del impulso" supuso un estímulo e impulso para la podología española en la visión

más dinámica de las patologías y procesos podológicos.

Son muchos los aspectos biomecánicos que habría que considerar en este artículo que incluso se han visto evidenciados con publicaciones posteriores que ratifican las afirmaciones que se originan en este trabajo, hecho que le da un valor adicional e incuestionable. Por ello, vamos a resaltar solo tres argumentos más generales que podrían abarcar todas las cuestiones planteadas en dicho trabajo.

En primer lugar, considerar el pie como un elemento arquitectónico formado por estructuras óseas y "fibroelásticas", más próximo a un comportamiento dinámico y biomecánico que a un elemento estático pero sin perder su disposición de "servo-amortiguación", dotado de la resistencia y fuerza suficiente para provocar la propulsión, "partiendo del apoyo unipodal" donde el pie es sometido a una mayor compresión vertical y desplazamiento anterior del centro de gravedad con apoyo de "cinco palancas" que finaliza con el pulpejo del primer dedo.

En segundo lugar, cómo afectan estas cuestiones estructurales y biomecánicas del pie al resto del cuerpo, pudiendo provocar "traslaciones, torsiones o rotaciones" en estructuras superiores. Durante la fase de impulso sobre el antepié, este debe mantener una posición de equilibrio que afecta al resto de articulaciones de la "extremidad inferior, tronco e incluso extremidad superior", por lo tanto es necesario valorar a las personas como una "unidad funcional".

En tercer lugar, la utilización de otro tipo de elementos de corrección o compensación ortopodológica, que no se ajuste únicamente en tratamientos de distribución de fuerzas en "elementos estáticos", sino que intente prolongar el tiempo de actuación de los elementos ortésicos en el desarrollo de la marcha, pasando de un tratamiento centrado en la estática a un tratamiento fundamentado "en la dinámica" y en la marcha.

La evolución de la ortopodología actual, asentada en el análisis y comprensión de la marcha y fundamentada en la biomecánica del ser humano, no tendría sentido sin la aparición de artículos como este y podólogos como Martín Rueda que, sin los recursos técnicos actuales, ha realizado estudios, observaciones y análisis biomecánicos que han contribuido al desarrollo científico de la podología, siendo reconocida por otras disciplinas dentro del territorio nacional y habiendo trascendido más allá de nuestras fronteras.

Hoy día, después de 28 años de la publicación de este artículo y de lo que se ha evidenciado posteriormente, no sería posible realizar ningún tipo de tratamiento ortopodológico o quirúrgico en podología sin tener en cuenta un estudio biomecánico del pie y la persona, del que fue precursor el profesor Martín Rueda.

José Antonio Cervera Marín
Coordinador del Grado de Podología. Facultad de Ciencias de la
Salud. Universidad de Málaga



COMUNICACIONES CIENTIFICAS

PODOLOGIA Y DINAMICA: ANALISIS DEL IMPULSO

RESUMEN

Este estudio tiene por objeto el resaltar de una manera especial la importancia de las alteraciones metatarsiales, ya sea por desalineaciones o por alteraciones craneo caudales, en el momento concreto del impulso, así como establecer una relación entre éstas y las alteraciones torsionales de la extremidad, al establecerse una relación entre las variantes del ángulo de Merchan y su incidencia sobre otras articulaciones o componentes segmentarios de las extremidades inferiores.

SUMMARY

The purpose of this survey is to particularly underline the importance of metatarsal alterations either owing to disalignments or caudal alterations of the cranium, at the specific moment of pulse, and also to establish a relation between these and torsional alterations of the limb, having established a relation between the variants of the Merchan angle and its incidence on other joints or segmentary components of the lower limbs.

RESUM

Aquest estudi té per objecte destacar d'una manera especial la importància de les alteracions metatarsals, sigui per desalineacions o per alteracions crànio-caudals en el moment concret de l'impuls, així com establir una relació entre aquestes alteracions i les torsionals de l'extremitat en produir-se una relació entre les variants de l'angle de Merchan i la seva incidència sobre altres articulacions o components segmentaris de les extremitats inferiors.

Este estudio está centrado básicamente en el momento del impulso dinámico, para relacionar éste con la patología del pie, en esta corta fase del ciclo de la marcha, aun teniendo en cuenta el riesgo que representa adjudicar conceptos más o menos fijos a un sistema de amortiguación

en movimiento constante y hasta en cierto desafío a los principios elementales de la cibernética.

Se define como impulso a la parte del ciclo dinámico que tiene por objeto imprimir una aceleración constante al individuo a través de la acción coordinada de los diferentes componentes músculo-esqueléticos que en conjunto constituyen cada una de las extremidades inferiores.

Estaría situado entre las fases de APOYO UNIPODAL Y AREA U OSCILANTE de cada pie, iniciándose con la flexión de LA TIBIA SOBRE EL PIE QUE APOYA (contracción de pretibiales y musculatura plantar), continuando con la contracción SINERGICA DE LOS EXTENSORES DEL TOBILLO, y acabando con la pérdida de contacto o abandono del pie sobre el suelo, para iniciar la fase aérea.

Se inicia con apoyo unipodal y estructura podálica tipo bóveda, para finalizar con apoyo bipodal y sistema de trabajo tipo palanca.

Durante el mismo se requieren al principio (máxima intensidad), la COLABORACION DE TODOS LOS ELEMENTOS DEL PIE, con apoyo total del mismo sobre el suelo, debido a que este momento significa la ESTABILIZACION o punto de partida del cual va a depender en gran manera la calidad del impulso, es decir, la INTENSIDAD Y LA DIRECCION de la trayectoria. Fig. 1. Esta colaboración se va desestimando posteriormente en relación con la exigencia mecánica DECRECIENTE de atrás

* MARTIN RUEDA SANCHEZ

hacia adelante, hasta finalizar con el pulpejo del primer dedo, responsable del "último empujón" que nos traslada a la fase siguiente del ciclo.

Durante este momento del paso, de máxima importancia en la dinámica, el pie pasa por TODAS SUS FORMAS DE TRABAJO, en un sincronismo continuo con los movimientos de la extremidad que se extiende y se flexiona por sus articulaciones a través de diferentes ejes planos.

Ello explica los diferentes movimientos rotatorios axiales entre segmentos que se compensan entre sí, cumpliendo un efecto de barra de torsión CON FINES AMORTIGUADORES.

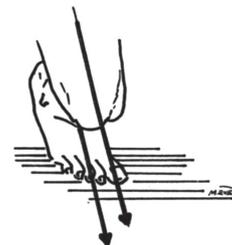


Figura 1

Vemos que se trata de una fase importante de la marcha que requiere una firmeza pie-suelo capaz de "reemprender" en cada apoyo la TRAYECTORIA ANTERIOR AL CENTRO DE GRAVEDAD.

Es importante observar que durante la dinámica nunca apoyan a la vez los componentes sinónimos de cada pie, es decir, cuando un pie apoya

*PODOLOGO.- Romagera, 6 - SANT QUIRZE DEL VALLES (Barcelona)

COMUNICACIONES CIENTIFICAS

totalmente, el otro está en fase de oscilación: cuando uno apoya el talón, el otro lo hace por el antepié, y cuando uno empieza a apoyar los metatarsianos externos, en un momento de desaceleración, el otro los está



Figura 1 bis

despegando en una fase de aceleración. Es un sistema de equilibrio perfecto mediante el cual la suma de los elementos que en cada momento del apoyo mantienen el peso del cuerpo, equivale a la totalidad de los que forman un solo pie. Fig. 1 bis.

MOMENTOS DEL PIE QUE IMPULSA

El pie que fue lanzado anteriormente durante la fase de oscilación, iniciará su primer contacto anterior

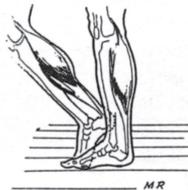


Figura 2

sobre el suelo por el arco EXTERNO.

Tras su apoyo total, la acción de los pretibiales flexiona la pierna sobre el pie unos 15 grados, en un momento en que es requerida la acción de todos los segmentos digitometatarsiales: FASE ESTABILIZADORA O DE PRE-IMPULSO.

La inmediata contracción de los extensores, eleva al talón del suelo, extendiendo la articulación del tobillo (conjunto de tres articulaciones anatómicas), y proyecta al centro de gravedad del cuerpo hacia adelante: FASE DE APOYO DE ANTEPIE Y SISTEMA DE TRABAJO TIPO PAILANCA. Fig. 2.

La zona de apoyo en este instante queda limitada al llamado TRIANGULO METATARSO-DIGITAL, que está definido en su parte posterior por el

apoyo de las articulaciones metatarso-falángicas, y distalmente por

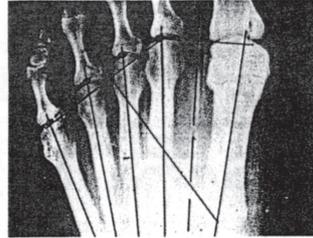


Figura 3

el digital, constituyendo un momento importante de amortiguación por la flexión de los dedos, que evita desplazamientos anteriores y aumenta la superficie de apoyo, otorgándose así un gran protagonismo a la musculatura intrínseca y al ligamento transverso.

Durante el abandono del pie del suelo se produce la máxima extensión pie-pierna y se proyecta la carga exclusivamente hacia el primer radio.

Por tanto, el centro de máximo empuje, resultante de los movimientos coordinados anteriores de cada extremidad durante la marcha, ha cambiado periódicamente la situación del fulcro, imprimiéndole un recorrido elíptico creciente de fuera a adentro y de atrás hacia adelante, COINCIDENTE CON LA FORMULA METATARSAL, Fig. 3, que está definida por el perímetro de las articulaciones metatarso-falángicas de los cinco segmentos radiales, cuya longitud y divergencia está relacionada con la exigencia mecánica derivada del comportamiento cinético de los diferentes vectores que constitu-

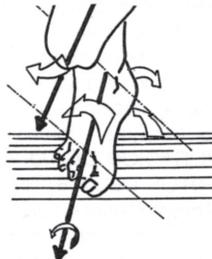


Figura 4

yen la extremidad, que deben mantener constantemente la relación entre sí y en conjunto, para evitar de esta manera la PERDIDA DE FUERZA O DESEQUILIBRIO que no garantizaría la firmeza y estabilidad necesarias para proporcionar un impulso normal.

Consecuentemente, LA ESTABI-

LIDAD DEL IMPULSO estará en función de:

- ESTADO MUSCULO TENDINOSO
- ESTABILIDAD ARTICULAR
- COMPENSACION ENTRE LOS MOVIMIENTOS ACXIALES ENTRE EJES
- CONFIGURACION DE LA FÓRMULA METATARSAL

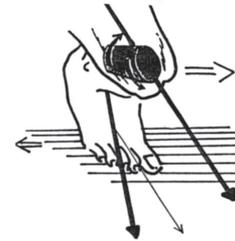


Figura 5

Respecto a los ejes de la extremidad, durante la marcha se producen flexiones simultáneas combinadas con torsiones, cuyo objetivo es, además de neutralizar la onda de choque, proporcionar al cuerpo una trayectoria anterior UNICA CON EL MAXIMO AHORRO ENERGETICO. Fig. 4.

Por tanto, las antetorsiones o retortorsiones femorales, las torsiones tibiales, los movimientos articulares y la orientación de la fórmula metatarsal, han de estar equilibradas entre sí. De esta manera, el centro de máximo empuje pasa del ARCO EXTERNO (fase de pre-impulso), hacia el PRIMER SEGMENTO (en la de abandono del pie sobre el suelo) describiendo un recorrido que se compensa en cada momento del paso con las diferentes torsiones de rodilla y tobillo, por lo que cuando éstas no estén equilibradas, se producen estados de inestabilidad, con CORRECCIONES CONSTANTES DE LA TRAYECTORIA Y GRAN DERROCHE ENERGETICO. Fig. 5.

FORMULA METATARSAL Y RECORRIDO ANTERIOR DEL CENTRO DE GRAVEDAD

En el momento dinámico que antecede al impulso, el antepié desciende suavemente sobre el suelo en ligera supinación, debido a la acción de freno de los pretibiales, que ejercen una contracción excéntrica, y a la orientación del eje articular.

Entre los primeros, EL TIBIAL ANTERIOR es el más potente y el responsable de la supinación por la

COMUNICACIONES CIENTIFICAS

que el máximo apoyo anterior se inicia sobre el arco externo, y concretamente

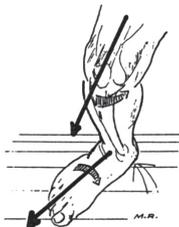


Figura 7

te, sobre el cuarto metatarsiano como más estable.

La acción sinérgica de los peroneos y tibiales estabilizan lateralmente al tobillo y la contracción de la musculatura plantar mantiene la COHERENCIA TENSIONAL de la bóveda.

Cuando han apoyado todos los metatarsianos continúan su contracción el peroneo lateral largo y el tibial posterior conjuntamente con el tríceps. Al tener los dos primeros inserción sobre el primer segmento, FIJA A ESTE CONTRA EL SUELO, convirtiendo a la cabeza del primer metatarsiano en el FULCRO DE LA PALANCA sobre la que se va a imprimir el rodamiento. Así, desde que el antepié contacta con el suelo hasta este momento, el punto de máximo apoyo o de mayor empuje metatarsal, que se inició sobre el ARCO EXTERNO, HA PASADO POR TODAS LAS CABEZAS hasta finalizar en la primera describiendo en movimiento anterior progresivo y creciente.

Por tanto, CUANDO EXISTEN ALTERACIONES EN LA PROGRESION DE LA FORMULA METATARSAL, O ESCALONAMIENTO ARBITRARIOS entre las distintas articulaciones que la integran, se producen SALTOS DE PRESION, ROTACIONES O AUMENTOS DE INTENSIDAD-TIEMPO en su forma de trabajo, que si no son correctamente compensados serán motivo de patología local o a distancia.

Debemos aquí recordar que todo movimiento en supinación o pronación del pie cuando éste se encuentra en extensión, se traducirá en rotación interna o externa de la extremidad. Fig. 7a.

Vistas así las cosas, EL PRIMER METATARSIANO, el más potente y móvil de las cinco, se ha convertido por unos momentos, bajo la tutela del segundo, EN EL FULCRO SOBRE EL

CUAL SE EJERCE LA MAYOR INTENSIDAD DEL IMPULSO.

Anatómicamente ya está preparado para ello, como lo demuestra el hecho de que CINCO DE LOS DIEZ músculos largos pie-pierna toman su inserción o parte importante de la misma en el primer segmento, que además tiene su propio sistema de músculos cortos (los más potentes de entre los intrínsecos), y está protegido por el rodete sésamo-glenoideo sobre el cual SE DESLIZA SIN ADELANTARSE, para ofrecer de esta forma un PUNTO DE APOYO ESTABLE, capaz de responder a la fuerza impulsora que le es solicitada.

La relativa falta de estabilidad de este primer segmento se ve REFORZADA por la acción de un TUTOR, más fijo que sería EL SEGUNDO METATARSIANO, que se comporta a modo de guía lateral, como lo hiciera el peroné respecto a la tibia. Por eso la longitud de ambos en el momento del impulso debe SER SIMETRICA, y la tangente anterior a los mismos, perpendicular a la bisectriz.

La valoración de su longitud funcional es compleja y no real si se obtiene a través de la imagen radiográfica dorso-plantar, que evidentemente no es una imagen real bajo el punto de vista dinámico, por lo que habría que sumarle el valor del grosor de los sesamoideos que se sitúan EN UN SENTIDO APICAL cuando el metatarsiano se verticaliza.

Obviamente, sería una valoración más exacta si se efectuase sobre la radiografía dorso-plantar en carga, MANTENIENDO EL ANGULO DINAMICO de cada personas y trazando la tangencial al segundo metatarsiano, perpendicular a la bisectriz de su ángulo respecto al primero. Esta línea, pasará discretamente adelantada respecto a la cabeza del primer meta, al que en posición de despegue habría que sumar la altura sesamoidea, valorable mediante la proyección de Walter-Muller.

LA FORMULA METATARSIAL Y SU INCIDENCIA EN EL IMPULSO

Si bien la orientación de la fórmula metatarsal tiene incidencia en toda la dinámica, es en la fase de impulso donde será más patente, básicamente en el momento de apoyo metatarsal-digital, donde los diferentes segmentos tienden a colocarse en

prolongación al eje de la pierna, con tiempos e intensidades de apoyo DIRECTAMENTE PROPORCIONALES A SU LONGITUD U ORIENTACION.

En el transcurso de la carrera, los diferentes segmentos de cada extremidad se FLEXIONAN Y REPLEGAN entre sí a través de sus ejes anatómicos produciendo un movimiento al centro de gravedad discretamente sinusoidal, UNICO y REGULAR. Fig. 8. Cuando estos ejes no son paralelos se producen TRAYECTORIAS BIDIRECCIONALES que es necesario corregir sobre la marcha. Fig. 9. Por tanto, cuando la fórmula metatarsal NO SIGUE UNA LINEA ELIPTICA PRECISA, REQUIERE LA

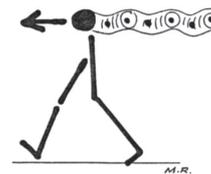


Figura 8

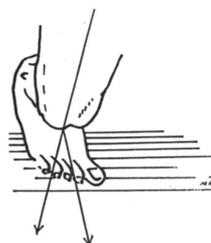


Figura 9

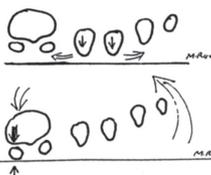


Figura 9a

PARTICIPACION CONSTANTE DE LOS SISTEMAS MUSCULARES, PARA "ENDEREZAR", y consecuentemente se van produciendo ROTACIONES METATARSO-SUELO, CAUSANTE DE SOBRECARGAS en intensidad o tiempo a nivel de las diferentes palancas.

Estas rotaciones que se efectúan en una posición de APOYO DE

COMUNICACIONES CIENTIFICAS

ANTEPIE, se TRANSMITEN A TODA LA EXTREMIDAD EN EL MISMO SENTIDO, y pueden, en función de las permisiones de cada articulación producir su efecto microtraumático fuera del pie, encontrándonos así patologías de rodilla o cadera, como pueden ser, entre otras, sobrecargas de aductores, tendinitis, flexores de la corva, o de rotuliano, patologías relativamente frecuentes en insuficiencias de metatarsianos extremos. Existe no obstante otra patología clara, localizada en el pie por idénticas causas de brevedad de segmentos extremos, que es la SOBRECARGA DE LOS CENTRALES. Efectivamente, podemos autocompensar deficiencias de quinto sobrecargando a primero, o viceversa, pero cuando ambos son cortos la única alternativa es la acumulación de funciones en los centrales, que en función de la elasticidad articular pueden presentar dos entidades patológicas diferentes;

- SINDROME DE SOBRECARGA, con queratosis subcapital.

- SINDROME DE HIPERFUNCION, con reacción dolorosa diafisaria y cuenealgias.

Es importante tener presente que con frecuencia ante una alteración metatarsal, pueden ponerse en marcha una serie de modificaciones antiálgicas para aislarla o reducirla, fig. 9, lo que en ocasiones hace que el motivo de la visita esté situado fuera del pie, "camuflando" de esta manera el factor desencadenante o primario.

TRATAMIENTOS DE LAS INSUFICIENCIAS DE LOS METATARSIANOS EXTERNOS

Pueden presentarnos dos grupos patológicos diferentes en cuanto a etiología y tratamiento:

- 1) ESCALONAMIENTO METATARSAL, por:
 - a) brevedad exclusiva del quinto
 - b) brevedad del cuarto
 - c) Brevedad de ambos
- 2) OBLICUIDAD EXTERNA PROGRESIVA A PARTIR DEL SEGUNDO.

En el supuesto primero, que comprende tres subgrupos, la manifestación clínica será a la sobrecarga del meta-adyacente más largo, por salto de presión o efecto de rueda dentada, con reacción quera-

tósica tipo heloma subcapital, o discretamente adelantado si se trata del cuarto o tercer segmentos, pero difícilmente será motivo de patologías DIRECTAS fuera del pie.

En el grupo 2, la patología puede estar fuera del pie, como torsiones tibiales externas o gonopatías, o bien en él en forma de sobrecargas de los internos, por autocompensación o postura antiálgica. Es difícil en cambio que se presente patología subcapital de 3, 4 ó 5, debido a que la brevedad se produce de forma suave, sin "saltos" entre metatarsianos contiguos.

Los tratamientos irán encaminados a largas las palancas cortas o a elevarlas. La diferencia estriba en que toda cuna anterior externa en la plantilla, que esté colocada DEBAJO DE LOS METATARSIANOS, tendrán un efecto estático y por tanto irá encaminada a equilibrar presiones en antepié y equilibrar varismos. Por contra, toda cuna que SE INICIE A PARTIR DE LA METATARSOFALANGICA, EN SENTIDO ANTERIOR CRECIENTE, no tiene efecto en la estática y sí en cambio en la dinámica, modificando la fórmula metatarsal y provocando torsión durante el impulso.

Es decir, la CUNA EXTERNA SUBCAPITAL SOLO ELEVA Y POR TANTO, SOLO TIENE EFECTO BÁSICAMENTE ESTÁTICO, y en cambio



Figura 10



Figura 11

la ANTERIOR, ALARGA Y AUMENTA EL TIEMPO DE TRABAJO DEL META SOBRE EL CUAL ACTUE, PRODUCIENDO EFECTOS ROTA-

CIONALES INTERNOS DE LA EXTREMIDAD, Y CARECIENDO DE EFECTO ESTÁTICO. Fig. 10-11.

LONGITUD Y PATOMECAICA DEL PRIMER SEGMENTO

El estudio patomecánico del primer segmento debe siempre hacerse con relación al segundo, por trabajar ambos de forma sincrónica durante el impulso, el primero como verdadero catapultor y el segundo como guía lateral estable. Por tanto la longitud funcional de ambos será SIMETRICA hasta el último instante, en que la situación MAS APICAL DE LOS SESAMOIDES ALARGA SENSIBLEMENTE AL PRIMERO. En la fase puramente de impulso sobre el primero y segundo, el eje mecánico de la extremidad al llegar a la tibiotarsiana se divide en DOS VECTORES QUE SIGUEN LAS PROLONGACIONES DEL CUERPO Y CUELLO ASTRAGLINO, encontrando su continuidad en LAS DIAFISIS DE PRIMERO Y SEGUNDO METATARSIANOS, Y SU COINCIDENCIA CON LA BISECTRIZ de su ángulo. La línea TANGENCIAL al segundo SERA PERPENDICULAR A ESTA BISECTRIZ Y A LA LINEA DE PROGRESION DEL CUERPO, y el PRIMER METATARSIANO será CORTO o LARGO según su relación a la misma. De esta forma, el pie en un momento de equidismo propio de la última fase del impulso se apoya sobre dos segmentos a modo de horquilla, por tanto, cuando son desiguales, la resultante queda desplazada lateralmente, provocando la INESTABILIDAD DEL CONJUNTO O LA SOBRECARGA DEL SEGMENTO MAS LARGO.

Las consideraciones acerca del comportamiento mecánico de nuestros pies, aplicadas al momento dinámico del impulso, se verán enormemente aumentadas en la práctica deportiva, no sólo por el adelantamiento constante del centro de gravedad, para producir una aceleración al sujeto, sino también por el acumulamiento de funciones en antepié, consecuencia de la disminución de la fase de apoyo de talón con la consecuente pérdida a este nivel del efecto amortiguador.

Es por todo ello que las alteraciones de los pies de los atletas producen a veces verdaderos trastornos mecánicos en las extremidades, ya que ante un inicio sintomático, se produ-

COMUNICACIONES CIENTIFICAS

cen situaciones de apoyo anormales, como anteriormente he mencionado, lo que conlleva a sobrecargas musculares derivadas del intento de huida para silenciar puntos dolorosos.

Por tanto es necesaria la confección de soportes plantares perfectamente adaptados, de poco peso, gran ligereza y resistencia a deformarse, con un efecto amortiguador que tienda a neutralizar las vibraciones anormales acumulativas que provocarían lógicamente estados patológicos..

Se impone por tanto una podología preventiva que tienda a reducir en lo posible esa fatídica lesión por sobrecarga que siempre se manifiesta cuando se intensifica el ejercicio cara a certámenes, campeonatos o pruebas deportivas.

Actualmente no es difícil detectar estados de sobrecarga, aún en periodos clínicamente mudos, habida cuenta de la gran ayuda que nos prestan los elementos de diagnóstico podológicos, encaminados a detectar presiones durante la marcha, así

como estados torsionales o desviaciones segmentarias.

Indudablemente, el tema en esta ocasión analizado de forma muy superficial, requeriría para un estudio más pormenorizado, que espero en breve seguir ofreciendo, aunque sólo sea para contrastar puntos de vista a veces diferentes, pero con la sola idea de mejorar la salud física de nuestros pies, en cuyo caso, si eso se consigue ya me doy por satisfecho.