

11223



# Universidad Nacional Autónoma de México

Facultad de Medicina  
División de Estudios de Posgrado  
Subdirección de Investigación  
y Medicina del Deporte

## SOBREPRONACION

Corrección con calzado deportivo y plantillas ortopédicas personalizadas

### Tesis de Posgrado

Que para obtener el título de  
Especialista en Medicina del Deporte  
y Actividad Física  
p r e s e n t a

**Dr. Francisco José Reynoso Tostado**

México, D. F.

1989

**TESIS CON  
FALLA DE CUBRER**



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

## I N D I C E

I.- INTRODUCCION .....	1
II.- GENERALIDADES .....	3
II.1.- ASPECTOS BIOMECANICOS DE TOBILLO Y PIE .....	3
II.2.- ARTROCINEMATICA	
II.2.1.- TOBILLO .....	3
II.2.2.- ARTICULACION SUBASTRAGALINA .....	4
II.2.3.- ARTICULACION MEDIATARSIANA .....	5
II.2.4.- OTRAS ARTICULACIONES FUNCIONALES .....	6
II.3.- FUNCIONES PRIMARIAS DEL PIE DURANTE LA LOCOMOCION .....	7
II.4.- EL CICLO DE MARCHA .....	8
II.4.1.- FASE DE CONTACTO INICIAL .....	8
II.4.2.- FASE DE CONTACTO MEDIO .....	10
II.4.3.- FASE DE CONTACTO FINAL .....	11
II.4.4.- CAMBIOS DURANTE EL CICLO DE CARRERA .....	11
II.5.- CRITERIOS DE NORMALIDAD .....	12
II.6.- BIOMECANICA ANORMAL DE TOBILLO Y PIE .....	13
II.6.1.- SOBREPONACION .....	15
II.6.1.1.- EL ANTEPIE VARUS .....	16
II.6.2.- SOBRESUPINACIONES .....	18
II.6.2.1.- EL ANTEPIE VALGUS .....	20
II.7.- LA INFLUENCIA DEL CALZADO DEPORTIVO EN LA CARRERA .....	21
II.8.- LAS PLANTILLAS ORTOPEDICAS PERSONALIZADAS .....	33

### III.- TRABAJO DE INVESTIGACION

III.1.- INTRODUCCION .....	38
III.2.- HIPOTESIS .....	38
III.3.- PROPOSITO .....	38
III.4.- RECURSOS HUMANOS .....	39
III.5.- RECURSOS FISICOS .....	40
III.6.- METODOS .....	41
III.7.- RESULTADOS .....	43
III.8.- GRAFICAS .....	45
III.9.- DISCUSION .....	46
III.10.- CONCLUSIONES .....	47
IV.- RESUMEN .....	48
V.- BIBLIOGRAFIA .....	49
VI.- FOTOGRAFIAS .....	51

## I.- INTRODUCCION

La carrera ha llegado a ser el ejercicio aeróbico mas popular en nuestros días. Desafortunadamente no está exenta de riesgos y las lesiones en el sistema musculoesquelético son comunes, dando origen a las así llamadas "lesiones por sobreuso". La sobrepronación ha llegado a ser considerada una de las principales causas de este tipo de lesiones, sin embargo, este término se presta a confusión y es frecuentemente malentendido.

El contenido de esta tesis se divide en dos grandes apartados: GENERALIDADES Y TRABAJO DE INVESTIGACION

El objetivo del primero es el de dar a conocer el conjunto de alteraciones dinámicas que se suceden durante el ciclo de la carrera, abarcando los aspectos biomecánicos normales y anormales, así como la influencia que tiene el calzado deportivo y las plantillas ortopédicas para corregir la sobrepronación, todo esto basado en una revisión bibliográfica.

En el trabajo de investigación, se llevó a cabo el análisis cinemático de la sobrepronación en cinco corredores a los que se les puso a correr en una banda sin fin utilizando calzado deportivo considerado adecuado para sobrepronadores y diversas plantillas.

No se encontraron diferencias significativas en cuanto a los dos tipos de calzado deportivo utilizados, pero si se encontró una disminución importante del grado de sobrepronación con la utilización de las plantillas ortopédicas personalizadas.

**TABLA 1.- LESIONES POR SOBREUSO**

**COLUMNA VERTEBRAL**

Síndrome facetario  
Espondilartrosis degenerativa

**CADERA**

Coxartrosis

**RODILLA**

Síndrome de la banda iliotibial  
Condromalacia rotuliana  
Bursitis peritrotuliana

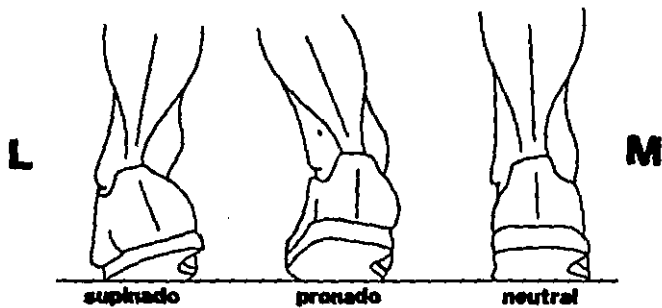
**PIERNA**

Periostitis  
Síndrome del compartimiento anterior  
Síndrome del compartimiento posterior  
Tendinitis Aquiliana

**PIE**

Contusión del talón  
Fascitis plantar  
Fracturas por esfuerzo  
Síndrome de Morton

**pie izquierdo :**



**Fig. 1.- Movimientos artrocinemáticos de tobillo y pie**

## II.- GENERALIDADES

### II.1.- ASPECTOS BIOMECANICOS DE TOBILLO Y PIE

La locomoción es la capacidad del hombre para moverse de un lugar a otro. La biomecánica es el estudio de las fuerzas y sus efectos sobre el cuerpo humano. Familiarizarse con la biomecánica de la marcha es un pre-requisito para una correcta apreciación de la biomecánica de la carrera, ya que los mismos mecanismos básicos están presentes en ambos ciclos. Para una mejor apreciación de los varios tipos de patología que se observan en el corredor, es necesario un buen conocimiento de la biomecánica locomotora normal. Esto permitirá identificar las anomalías que se presentan durante la carrera y así poder manejar sobre firmes bases científicas el tratamiento de las alteraciones patológicas.

### II.2.- ARTROCINEMATICA

#### II.2.1.- TOBILLO

El tobillo está compuesto de tres articulaciones; la tibioastragalina, la peroneo-astragalina y la tibioperonea. La congruencia de la mortaja del tobillo es mantenida por un fuerte sistema ligamentoso, la cápsula articular, los ligamentos interóseos y los tendones que se encuentran alrededor de la articulación. Funciona primordialmente como una articulación de bisagra que permite movimientos con un grado de libertad en el plano sagital. Estos movimientos son típicamente referidos como flexión dorsal y flexión plantar. Sin embargo, el eje de



rotación es descrito como pasando lateralmente a través del astrágalo y ligeramente inferoposterior sobre el plano transverso. Ya que este eje no es exactamente perpendicular al plano sagital, ligeros movimientos de abducción y eversión acompañan la flexión dorsal, y movimientos de aducción e inversión acompañan la flexión plantar. La mayoría de los autores reportan que el rango funcional de movimiento del tobillo está en el orden de 10 a 20° de flexión dorsal y de 20 a 30° de flexión plantar. Cuando estos movimientos llegan a ser extremos, la articulación subastragalina y mediatarsoiana contribuyen para aumentar el rango de movilidad.

#### II.2.2.- ARTICULACION SUBASTRAGALINA

La articulación subastragalina se encuentra entre la superficie inferior del astrágalo y la superficie superior del calcáneo. Esta articulación tiene dos facetas articulares separadas; una faceta posterior donde la concavidad inferior del astrágalo descansa sobre la convexidad superior del calcáneo, y una faceta anterior con una convexidad astragalina que se adapta en una superficie cóncava del calcáneo. Estas superficies facetaarias están unidas por poderosos ligamentos que las mantienen en su lugar. El eje de rotación está en promedio a 43° de la horizontal en el plano sagital y 20° medialmente. Este eje oblicuo está orientado de adelante a atrás, de adentro a afuera y de arriba a abajo. La posición oblicua del eje atraviesa los tres planos cardinales, de esta manera los movimientos ocurren también en los tres planos. El movimiento completo de la articulación subastragalina es descrito como una combinación de eversión, abducción y ligera flexión dorsal del pie.

Este movimiento triplanar combinado es simplemente llamado "pronación". Los movimientos combinados de inversión, aducción y ligera flexión plantar, son llamados "supinación". El rango de movimiento de la articulación subastragalina es controversial; sin embargo, la mayoría de los autores están de acuerdo en que la capacidad de inversión como un componente de supinación es significativamente mas grande que el de eversión como un componente de pronación cuando el pie está libre.

### II.2.3.- ARTICULACION MEDIATARSIANA

La articulación mediatarsiana o articulación tarsal transversa consiste en la articulación medial astragaloescafoidea y la articulación lateral calcáneo-cuboidea. Dos movimientos rotacionales separados, con distintos ejes, han sido descritos. Ambos ejes están colocados oblicuamente a los planos cardinales; por esto, ellos exhiben un movimiento triplanar. El eje longitudinal de la articulación mediatarsiana está dirigido anterior y superiormente  $15^{\circ}$  del plano transversal y medialmente dirigido  $9^{\circ}$  del plano sagital. Esto permite movimientos de pivote del cuboide sobre el calcáneo. El eje pasa entre el primero y segundo rayos, y permite movimientos de inversión/aducción y eversión/abducción del cuboide. El eje oblicuo de la articulación mediatarsiana está dirigido anterior y superiormente  $52^{\circ}$  del plano transversal y medialmente  $57^{\circ}$  del plano sagital. La mayor acción alrededor de este eje está en la flexión dorsal/abducción y flexión plantar/aducción del antepié. A pesar de que la descripción de la articulación mediatarsiana parece compleja, la función biomecánica puede ser grandemente simplificada reconociendo que el movimiento perpendicular de los dos

ejes puede ser independiente uno del otro, pero ambos dependen de la posición de la articulación subastragalina. Cuando el calcáneo está en eversión, la articulación subastragalina está pronada y los planos de los ejes entre las articulaciones astrágaloescapoidea y calcáneo-cuboidea se vuelven paralelos. Esto resulta en un incremento en el movimiento de la articulación mediatarsoiana para "asegurar" la articulación. A la inversa, cuando el calcáneo es invertido, los ejes no están paralelos, y hay disminución del movimiento de la articulación mediatarsoiana debido a la convergencia de los ejes. Esta convergencia "cierra" los huesos de la articulación mediatarsoiana creando un antepié rígido. La movilidad creada durante la supinación y la pronación juegan un rol importante en las funciones primarias del pie.

#### II.2.4.- OTRAS ARTICULACIONES FUNCIONALES

El primer rayo es una unidad funcional que consiste del primer metatarsoiano y el primer cuneiforme. La articulación primer metatarsoiano/primer cuneiforme, y la articulación primer cuneiforme/escapoidea se mueven juntas alrededor de un eje común.

El eje pasa anterior, lateral y plantarmente a través del pie en un ángulo de  $45^{\circ}$  de los planos frontal y sagital. Este eje produce los movimientos triplanares de flexión dorsal/inversión y flexión plantar/eversión.

El segundo y tercer rayos están formados por segundo y tercer metatarsoianos y sus respectivos cuneiformes. Cada uno de estos rayos exhibe solo movimientos en el plano sagital.

El cuarto y quinto rayo constan de cuarto y quinto metatarsoiano y el cuboidea. El eje de movimiento está en un ángulo de

aproximadamente  $20^{\circ}$  del plano transversal y  $35^{\circ}$  del plano sagital. Por lo tanto, tiene un eje triplanar que permite movimientos en las direcciones de supinación y pronación.

La primera articulación metatarsofalángica consiste de la superficie articular de la cabeza del primer metatarsiano y la base de la falange proximal del primer dedo. Los sesamoideos continúan una superficie esferoidea sobre la que apoya y gira la cabeza del primer metatarsiano, a diferencia de las demás articulaciones metatarsofalángicas que carecen de este apoyo. Esta articulación tiene dos ejes distintos de movimiento, un eje transversal y un eje vertical, donde se llevan a cabo los movimientos respectivos de flexión plantar/flexión dorsal y la aducción/abducción.

### II.3.- FUNCIONES PRIMARIAS DEL PIE DURANTE LA LOCOMOCION

Las articulaciones del pie realizan dos funciones primarias durante la fase de contacto de la marcha; ellas permiten al pie la interfase con el piso y proveen una base sobre la cual el cuerpo puede ser propulsado. Durante la interfase con el piso, al contacto del talón, el pie se vuelve un adaptador móvil. Esto permite acomodarse a las variaciones e irregularidades del terreno y a las desviaciones posturales del tronco, ayudando en la absorción del choque. Esta absorción del choque es necesaria durante la carrera ya que las fuerzas de impacto se incrementan de tres a cuatro veces en comparación con la marcha. La inmovilidad de las articulaciones en la fase de contacto transforma al pie en una palanca rígida que facilita la propulsión durante la fase de contacto final.

## II.4.- EL CICLO DE MARCHA

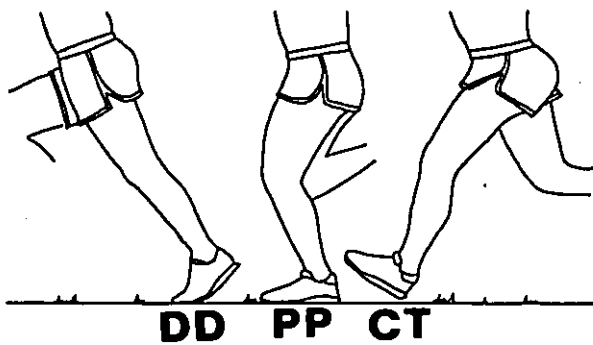
El ciclo de marcha es usado como la referencia básica en la descripción de la locomoción. Esto hace posible comparar la marcha y la carrera fácilmente. Un ciclo completo de marcha es el intervalo de tiempo desde el contacto con talón de un pie hasta el siguiente contacto con talón del mismo pie en el siguiente paso. Por lo tanto, hay dos pasos en cada ciclo de marcha. Cada ciclo está dividido en dos fases; la fase de contacto y la fase de balanceo. Al movimiento en la fase de contacto se le llama "en cadena cerrada" y al movimiento en la fase de balanceo se le llama "en cadena abierta". La fase de contacto es el período que comienza con el contacto de talón y termina con el despegue de los dedos. La fase de balanceo ocurre entre el despegue de los dedos y el contacto de talón. En la marcha normal, la fase de contacto abarca el 60% del ciclo y la fase de balanceo el 40%. Si un ciclo completo dura un segundo, el pie está sobre el piso .6 segundos durante la marcha. Para facilitar las observaciones clínicas de la extremidad inferior durante la locomoción, la fase de contacto está dividida en tres períodos; contacto inicial (aterrizaje), contacto medio (máximo contacto plantar) y contacto final (despegue).

### II.4.1.- FASE DE CONTACTO INICIAL

Este período comienza con el contacto de talón y termina cuando el antepié hace contacto con el piso. Abarca aproximadamente el 27% del total de la fase de contacto y está caracterizada por; extensión y rotación interna en la articulación de la cadera, flexión de la rodilla, rotación interna de la pierna, -

**CT = CONTACTO DE TALON**  
**PP = PIE EN PLANO**

**ET = ELEVACION DEL TALON**  
**DD = DESPREQUE DE DEDOS**



**Fig. 2.- Ciclo de carrera (Fase de contacto)**

flexión plantar del tobillo y pronación en la articulación subastragalina. Como ya se dijo, este movimiento se efectúa en cadena cerrada, y así, el astrágalo se mueve en la misma dirección que la pierna y el resto del pie sigue al calcáneo. La posición inicial de supinación resulta de la contracción de los dorsiflexores e invertores del tobillo y del eje de Henke. Al contacto del talón, la subastragalina comienza la pronación lo cual no solo es normal sino necesario para absorber el choque, sin embargo, un pie normal no debe pronar mas alla de la fase de contacto inicial y alcanzar su posición de pronación máxima al fin de esta fase, alcanzando aproximadamente los 6<sup>o</sup> en este punto.

#### II.4.2.- FASE DE CONTACTO MEDIO

La fase de contacto medio sigue a la inicial y está caracterizada por el soporte en una sola extremidad en la marcha normal. Abarca aproximadamente el intermedio 40% de la fase total de contacto. El evento primario que ocurre durante este período es la conversión del pie de un adaptador móvil a una palanca rígida para la propulsión. Esto es llevado a cabo cuando la pierna comienza a rotar externamente y la supinación en la cadena cerrada se lleva a cabo en la articulación subastragalina. El astrágalo lleva a cabo abducción y dorsiflexión sobre el calcáneo, mientras este invierte. Durante la primera parte de esta fase, la articulación subastragalina debe comenzar a supinar y el antepié se mueve hacia una posición neutral justo antes de que se levante el talón. Cuando la articulación subastragalina alcanza la posición neutra, la articulación mediatariana se cierra contra el antepié y se produce un pie rígido

que servirá de palanca para la propulsión. Este estado de rigidez es importante para permitir que los tendones de la pierna funcionen alrededor de palancas óseas estables. Durante esta fase de marcha, el tronco y la pierna se mueven hacia delante y el tobillo alcanza una flexión dorsal de aproximadamente  $10^{\circ}$ . La rodilla comienza a extenderse mientras la cadera continúa su extensión desde la fase de contacto inicial.

#### II.4.3.- FASE DE CONTACTO FINAL

El último 33% de la fase de contacto de la marcha es la porción propulsiva que comienza cuando el talón se levanta y termina con el despegue de los dedos. La carga corporal se traslada de lateral a medial y termina normalmente en el primer dedo. El tobillo se mueve de la flexión dorsal de  $10^{\circ}$  a la flexión plantar terminal de  $20^{\circ}$ . La articulación subastragalina continúa en supinación, la pierna en rotación externa, la rodilla se flexiona y la cadera efectúa rotación externa y flexión. Al final, la propulsión requiere que la primera articulación metatarsofalángica sea estabilizada, haciendo posible una flexión dorsal de  $70^{\circ}$  mientras el peso está siendo transferido del primer rayo a el primer dedo.

#### II.4.4.- CAMBIOS DURANTE EL CICLO DE CARRERA

El ciclo de carrera difiere del de marcha en que hay una fase de flotación en la cual ningún pie está en contacto con el piso. Esto produce dos cambios primarios en el ciclo de carrera; un incremento en la magnitud de las fuerzas de reacción verticales del piso y un acortamiento progresivo de la fase de contacto. Mientras la velocidad de la marcha se incrementa, las -



fuerzas de reacción verticales se incrementan un 70 a 80% durante la marcha y aproximadamente 300% durante la carrera. Esto es un efecto del cambio de momento o impulso y ocurre como resultado de " La tercera Ley de Newton " ( a toda acción corresponde una reacción igual y en sentido contrario ). En general, todos los movimientos que se presentan durante la marcha siguen el mismo patrón esencial, pero las magnitudes de las fuerzas se incrementan durante la carrera.

Según se vaya incrementando la velocidad, hay una progresiva disminución en el tiempo total de contacto de 0.6 segundos durante la marcha a 0.2 segundos durante la carrera. Por consiguiente, todos los eventos que normalmente ocurren durante el en la marcha, deben ocurrir tres veces más rápido en la carrera. Esta marcada disminución en la fase de contacto y el marcado incremento en las fuerzas de reacción son las razones primarias para las lesiones de los corredores.

#### II.5.- CRITERIOS DE NORMALIDAD (ver figura pág. 14)

Una pierna y pie normal, son las que no producen tensiones anormales a sí mismas o a las articulaciones vecinas. Los criterios de normalidad, representan las relaciones físicas ideales de los segmentos óseos que deben estar presentes para una máxima eficiencia durante la locomoción. Estas relaciones representan una base para la evaluación del grado de deformidad presente.

Los criterios de normalidad son los siguientes; el tercio distal de la pierna debe estar vertical o en el plano sagital; las articulaciones de rodilla, tobillo y la subastragalina, deben estar en el plano transversal, paralelas al piso; la articulación subastragalina debe estar en su posición neutral, -

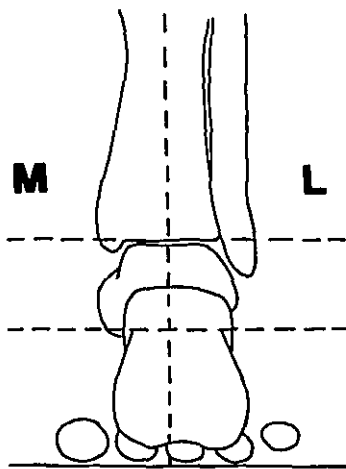
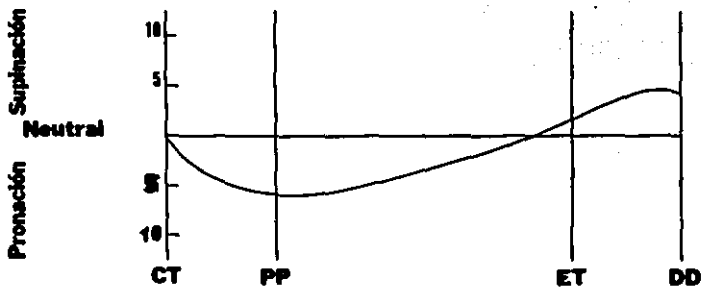
sin pronación o supinación; la bisección de la superficie posterior del calcáneo debe estar vertical o invertida no mas de  $4^{\circ}$ ; la articulación mediatarsiana se encuentra abierta en la máxima posición de pronación; los metatarsianos y la superficie plantar del calcáneo permanecen paralelos unos a otros en el plano transverso; por último, no debe haber influencias rotacionales o torsionales de la pierna. Las desviaciones de la normalidad en el sistema biomecánico puede causar movimientos anormales y provocar tensión durante la fase de contacto del ciclo, pudiendo provocar lesiones diversas.

#### II.6.- BIOMECANICA ANORMAL DE TOBILLO Y PIE

La biomecánica anormal de tobillo y pie es la ruptura de los mecanismos diseñados para distribuir y disipar las fuerzas normales de las cargas. La pronación y la supinación son los movimientos artrocinemáticos con los cuales el tobillo y el pie pueden atenuar las fuerzas compresivas, tensionales, cortantes y rotatorias durante la fase de contacto del ciclo. El pie de un corredor de larga distancia hace contacto con el piso 5,000 veces en una hora de carrera, con una carga de 3 a 4 veces el peso corporal en cada golpe de talón. Estas fuerzas excesivas son normalmente atenuadas por la acción dinámica de los músculos, la elasticidad del tejido periarticular y los ya mencionados movimientos artrocinemáticos.

La pronación y supinación anormal, no es mas que una hiper o hipomovilidad de las articulaciones de tobillo y pie. Los movimientos excesivos o restringidos reducen la capacidad del pie para absorber el choque, adaptarse al terreno y palanquear al despegue. Como resultado de los cambios en la movilidad arti -

Fig. 3.- Criterios de normalidad (pie normal)



cular, ocurren cambios en el tejido conectivo y se agregan alteraciones en la función muscular. Esto puede resultar en condiciones patológicas como; neuromas, hallux valgus, periartritis, fascitis plantar, metatarsalgias, queratosis, tendinitis-aquiliiana, condromalacia rotuliana, síndrome de la banda ilio-tibial, etc.

#### II.6.1.- SOBREPONACION

La pronación anormal es la consecuencia de alteraciones estructurales y/o dinámicas que pueden ser intrínsecas o extrínsecas del pie. La pronación máxima normal es alcanzada al final de la fase de contacto inicial, cuando el antepié hace contacto con el piso, debiendo comenzar a supinar en la fase de contacto medio. Se le llama sobrepronación, no solo a la exageración del ángulo normal (  $6^{\circ}$  ), sino también cuando la pronación va más allá del 27% normal que dura la fase de contacto inicial. Por lo que, en la fase de contacto medio el pie no comienza a resupinar y permanece en máxima pronación. El pie puede resupinar tarde en la fase de contacto o nunca resupinar, resultando una incapacidad para absorber y repartir efectivamente las cargas.

Las causas de la sobrepronación pueden ser diferentes y variadas, debiéndose agotar todos los recursos para determinar la etiología, ya que de esto depende en gran medida, su corrección y tratamiento adecuado.

Se mencionarán a continuación las deformidades congénitas y adquiridas más comunes que son causa de sobrepronación, resultando imposible la descripción de cada una de ellas, por lo amplio del tema, nos limitaremos a describir únicamente la que

es la deformidad intrínseca mas común que resulta en sobrepronación de los corredores; el antepié varus.

CONGENITAS

INTRINSECAS:

- astrágalo vertical
- coaliciones tarsales
- metatarso varo

EXTRINSECAS:

- displasia de cadera
- anteversión femoral
- torsión tibial externa
- torsión tibial interna
- genu varum
- genu valgus

ADQUIRIDAS

INTRINSECAS:

- talipes calcaneo valgus
- talipes calcaneo varus
- antepié varus

EXTRINSECAS:

- desbalances pélvicos
- anteversión femoral
- torsión tibial externa
- torsión tibial interna
- genu varum
- genu valgus

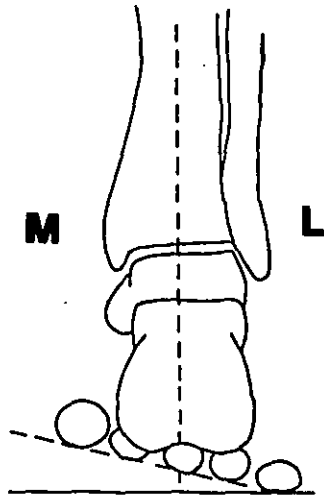
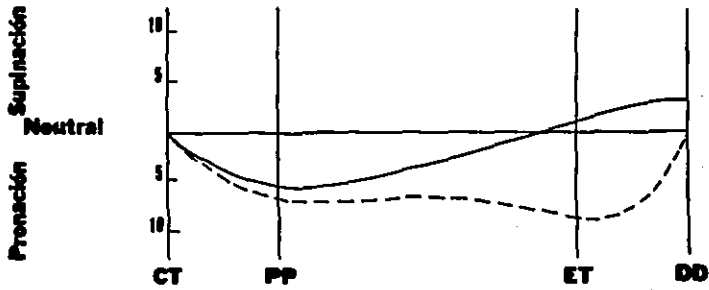
Factores adicionales son; laxitud ligamentaria, hipotrofia muscular, desbalance muscular, tenopatías, alteraciones - neurológicas, defectos posturales, etc.

II.6.1.1.- EL ANTEPIE VARUS (ver figura pág. 17)

Se define como una inversión del antepié sobre el retropié con la articulación subastragalina neutral cuando el pie se encuentra sin carga. Este es un buen ejemplo del porqué, si solo consideramos al pie estructuralmente y no dinámicamente, se nos puede escapar un buen diagnóstico y dar un tratamiento incorrecto, que lejos de beneficiar, puede resultar perjudicial para el deportista.

Fig. 4.- Antepié varus

raya continua= normal  
raya discontinua= anormal



Esta alteración se describe como una deformidad del plano coronal, que es compensada en la articulación subastragalina por eversión o valgo del calcáneo al cargar el peso corporal. De esta manera la compensación está dada por; flexión plantar y eversión del calcáneo, flexión plantar y aducción del astrágalo, abatimiento del arco longitudinal medial, protuberancia medial de la tuberosidad escafoidea y abducción del antepié sobre el retropié.

Se ha observado a la deformidad en varo de antepié como la causa intrínseca (congénita o adquirida) mas común de disfunción y causa mecánica de muchas de las lesiones por sobreuso en los corredores.

#### II.6.2.- SOBRESUPINACION

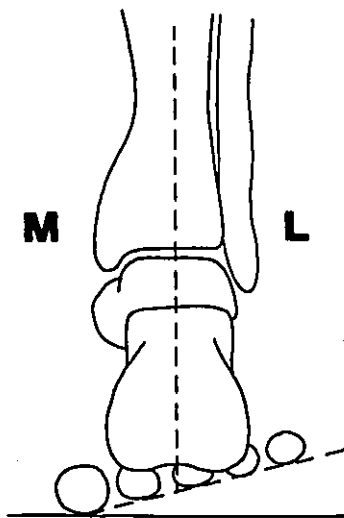
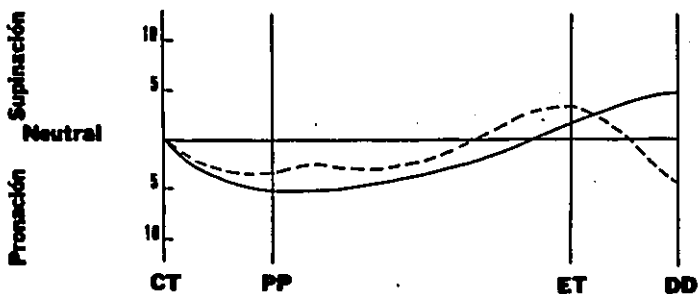
Los diversos tipos de pie cavo son las causas mas comunes de sobresupinación. Su etiología cabe dentro de dos clasificaciones básicas; neuromusculares e idiopáticas. Dentro de las neuromusculares podemos mencionar; parálisis cerebral, enfermedad de Charcot-Marie-Tooth, ataxia de Frederick, distrofia muscular, poliomielitis, etc.

Funcionalmente, la supinación anormal es la incapacidad del pie para pronar. Al contacto del talón con el piso, el pie debería estar en neutral y comenzar a pronar inmediatamente. Un sobresupinador, permanece supinando a través de la fase de contacto o prona tarde en la fase de contacto final a partir de la elevación del talón.

Este tipo de pacientes sufren frecuentemente lesiones como; fascitis plantar, espolón calcáneo, bursitis calcánea, metatarsalgias, tendinitis Aquiliana, etc.

Fig. 5.- Antepié valgus

raya continua= normal  
raya discontinua= anormal





II.6.2.1.- EL ANTEPIE VALGUS (ver figura pág. 19)

El antepié valgus se define como eversión del antepié sobre el retropié con la articulación subastragalina en neutral. La compensación para un antepié valgus es la inversión del calcáneo en la posición de carga. Este es el tipo de deformidad intrínseca mas común que resulta en sobresupinación de los corredores.

## II.7.- LA INFLUENCIA DEL CALZADO DEPORTIVO EN LA CARRERA

Correr significa aumentar la carga sobre el sistema locomotor en mas de un 300% en comparación a la marcha. El dolor en los corredores es el indicativo de que esta sobrecarga ha ocurrido y se presentan las llamadas lesiones por sobreuso. Esta sobrecarga puede ser reducida por varios factores; la intensidad y duración de la actividad, el estilo individual, la superficie sobre la que se corre, el calzado deportivo y otros. En ocasiones es muy difícil actuar sobre las cargas de trabajo programadas del deportista, ya que esto afectaría su rendimiento; el tipo de superficie es la mayoría de las veces determinada por condiciones ambientales y en ocasiones no hay otra opción que correr sobre pavimento; cambiar el estilo individual, requiere largos procesos de adaptación y en ocasiones es imposible; de esta manera, el único factor sobre el cual se puede actuar con facilidad y que puede compensar, hasta cierto punto, los otros factores, es el calzado.

El calzado es el intermediario entre el sistema locomotor y el ambiente físico del atleta a través del cual todas las fuerzas actúan y reaccionan entre las extremidades inferiores y el piso. Durante estos procesos, esto es, durante cada interacción pie-piso, el calzado puede influir notablemente para reducir las sobrecargas.

### Fase de contacto inicial (impacto)

La gran mayoría de corredores de larga distancia (+80%), son los llamados "corredores de talón". El primer contac-

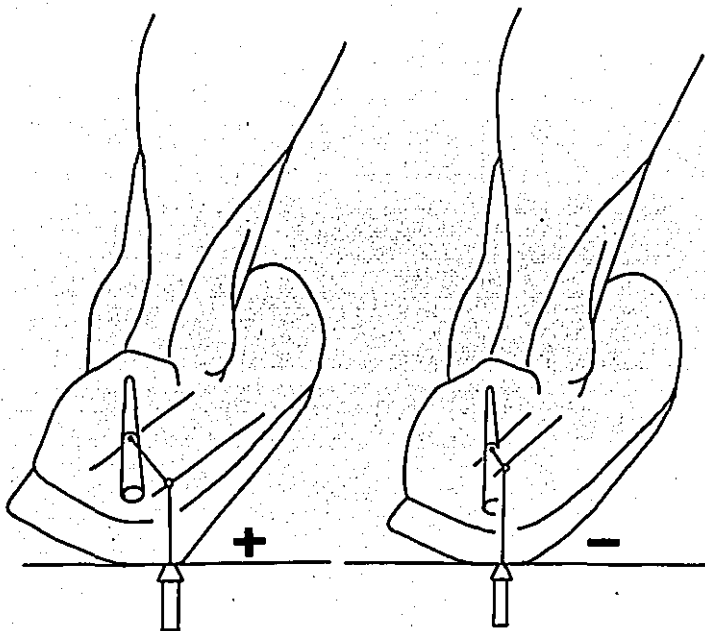
to con el piso es usualmente hecho en la región postero - lateral de la suela del calzado. Inmediatamente después - del primer contacto con el piso, la cinemática del pie y la pierna es significativamente influenciada por el calzado. El pie comienza a pronar rápidamente. La velocidad angular máxima del pie, relacionado con la pierna, puede ser tan rápido como los 20 radianes por segundo. En general, el calzado incrementa el desplazamiento angular y la velocidad angular comparado con el pie descalzo. Esto es causado por el palancaje que efectúa la suela del calzado con respecto a los ejes articulares. Se ha mostrado que la magnitud de las fuerzas de impacto externas y el rango de movimiento inicial de la articulación están interrelacionadas. Si el movimiento inicial de la articulación se conserva mínimo, las fuerzas que causan daño también serán mínimas. Por otro lado, un movimiento inicial excesivo, resulta en cargas rápidas excéntricas a los músculos, tendones y ligamentos de soporte, que puede producir lesiones.

El propósito durante ésta fase es reducir el impacto y distribuir las cargas sobre diferentes estructuras del sistema locomotor, tanto como sea posible para evitar las concentraciones excesivas parciales y de ésta manera reducir el riesgo de lesión.

#### La fase de contacto medio

La fase de contacto medio es definida como el tiempo en que el pie entero está en contacto con el piso. El centro

Fig. 6.- Influencia de la suela volada, con un brazo de palanca más largo, que incrementa la pronación inicial



+ = flare positivo

- = flare negativo

de gravedad del cuerpo se mueve de atrás hacia adelante - sobre la pierna de soporte. Esta fase abarca el 40% de la fase total de contacto. El control muscular de la prona - ción está dado por tres músculos que corren medialmente y por debajo del sustentaculum tali, que actúa como una polea para los tendones de estos músculos. Estos músculos - son; el tibial posterior, el flexor largo común de los - dedos y el flexor largo del primer dedo. Los primeros dos son a menudo mencionados en conexión con las famosas - periostitis. Debido al repetitivo uso de estos músculos - en cada zancada, su origen en la cara posterior de tibia y peroné puede llegar a inflamarse y causar dolor, provo - cando las periostitis. El ligamento deltoideo que soporta estos músculos está localizado en la cara medial del re - tropié y conecta la tibia con calcáneo, astrágalo y esca - foides. En la sobrepronación se estira y puede causar do - lor.

Una comparación hecha con corredores descalzos muestra - que el calzado generalmente incrementa el rango de prona - ción durante la fase de contacto medio. Durante esta fase las fuerzas de reacción del piso que actúan sobre el pie, son eminentemente propulsivas. La tercera Ley de Newton - indica "a toda acción corresponde una reacción igual y en sentido contrario", y es por esto que no se debe reducir - demasiado la magnitud de estas fuerzas ya que le roba - energía a cada paso. Lo mas importante es controlar y di - rigir la línea de acción para evitar la sobrepronación.

## La fase de contacto final (despegue)

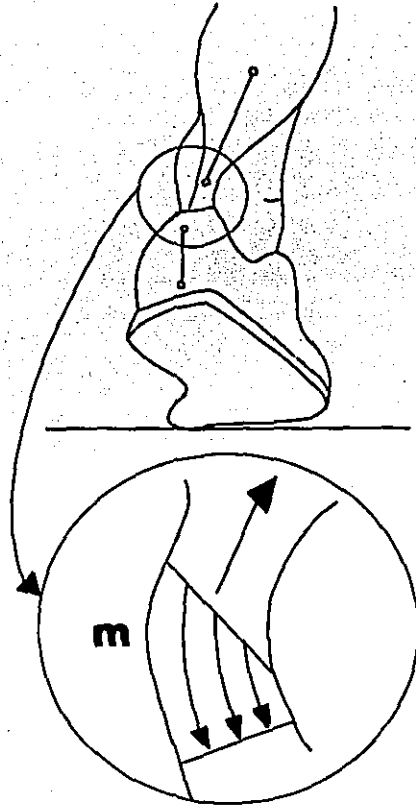
La fase de contacto final comienza cuando el talón se levanta del piso y termina cuando los dedos dejan el piso. Cuando se observa un corredor por detrás, la posición de despegue del pie en relación con el piso y la pierna, es relativamente simple de reconocer. Hay básicamente tres tipos diferentes de despegue :

a) El talón se levanta del piso en neutral. El retropié se encuentra en línea con el eje de la pierna y el tendón de Aquiles se conserva recto.

b) El pie permanece sobrepronado aún durante el despegue y el talón rota medialmente con el centro rotacional en el área de la primera articulación metatarsofalángica. Durante este tipo de movimiento, el tendón de Aquiles está curvado medialmente (convexidad del borde medial).

c) Como va progresando el despegue, el pie supina y el talón rota lateralmente. El tendón de Aquiles es entonces curvado lateralmente (convexidad del borde lateral).

Con el pie descalzo, el despegue es más recto que con calzado deportivo. Los músculos de la pantorrilla son los responsables de lanzar al corredor hacia delante. Cuando se contraen, éstos músculos usan al tendón de Aquiles para transmitir las fuerzas al calcáneo. En un despegue recto, la fuerza en el tendón de Aquiles se distribuye pareja y el riesgo de cualquier tipo de inflamación producida por interacción friccional entre el tendón y el tejido peritendinoso, es mínimo. Esto es diferente para los corredores con sobrepronación o sobresupinación durante esta fase, ya que la distribución de las fuerzas en el tendón de Aquiles no son homogéneas. Las cargas desiguales -



**Fig. 7.-** Despegue en pronación con curvatura medial del tendón de Aquiles (pie derecho)

inducen concentraciones altas de fuerzas sobre áreas locales muy pequeñas dentro del tendón. Adicionalmente, las fuerzas friccionales entre el tendón y los tejidos que lo rodean puede ser significativa y producir inflamación. Es por ésto que no es sorprendente que los problemas del tendón de Aquiles sean frecuentes. Otra razón de dolor en el tendón de Aquiles es la laxitud de ligamentos en la cara lateral del pie, ya que favorecen la sobresupinación al despegue. De ésta manera, se pueden efectuar reacciones en cadena, que producen lesiones y que no es fácil detectar las causas.

El propósito durante ésta fase es controlar la posición del pie con respecto a la pierna y como consecuencia dirigir las fuerzas de acción.

Las consideraciones a tomar en cuenta con éstos principios básicos, son que el calzado deportivo debe reducir, distribuir y dirigir las fuerzas de acción para evitar la sobrecarga del aparato locomotor y de ésta manera reducir al mínimo la posibilidad de lesión.

#### Características del calzado deportivo

Cuando se trata de influir en la carga con la ayuda del calzado deportivo, hay varios elementos a considerar. Estos elementos del calzado deportivo pueden controlar la cinemática del pie y ayudar a reducir, distribuir y dirigir las fuerzas de acción.

AMORRIGUAMIENTO / CONTROL / GUIA



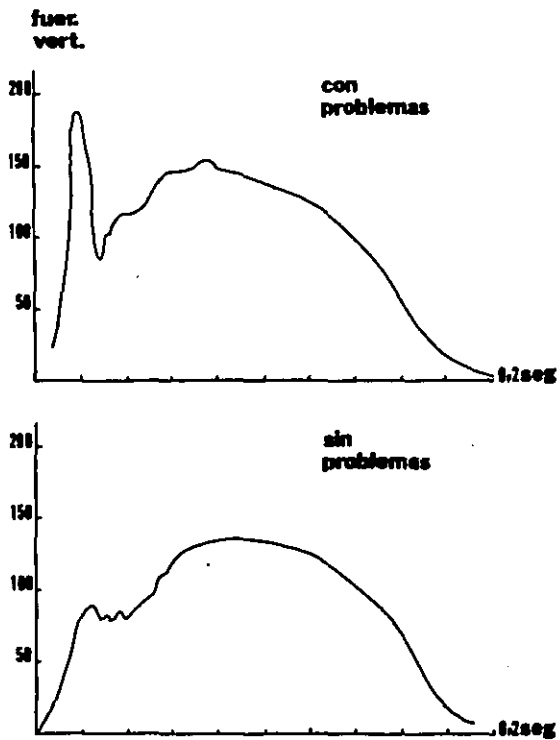
## Reducción y distribución de las fuerzas de impacto

La magnitud de las fuerzas de impacto dependen de que tanto son deformados los diferentes materiales que se utilizan para el amortiguamiento. En condiciones ideales, el piso, el calzado, y los tejidos del pie se deforman juntos y contribuyen a un impacto suave. Sin embargo, esto funciona solo si los materiales tienen propiedades equivalentes. En la realidad, esto no sucede así, ya que en ocasiones no se puede influir en factores tales como la dureza de la superficie sobre la que se corre. De ésta manera es en el calzado en donde se tienen que producir las mayores deformaciones para amortiguar el impacto. Esto es algo que parece relativamente simple, pero que ha dado lugar a varias soluciones y controversias durante muchos años. Los fabricantes de calzado deportivo han tratado de solucionar éste problema con materiales tan suaves como sea posible, pero se ha visto que el material demasiado suave se comprime completamente y no alcanza a detener el movimiento hacia abajo del pie, haciendo que el impacto contra el piso sea insuficientemente amortiguado. El grosor de la suela y la entresuela también ha sido causa de controversias.

En la actualidad, se considera que hay dos requerimientos principales en la construcción del calzado para la fase de impacto:

a) Dureza.- Un rango razonable para la dureza de la entresuela en el calzado deportivo es de 35 a 45 Shore A (Shore A es la medida estándar de dureza de material entre los fabricantes de calzado deportivo).

Fig. 8.- Fuerzas de reacción verticales, con calzado inadecuado (arriba) y adecuado (abajo)



b) Espesor.- El espesor ideal se ha visto que es de 20 a 30 mm, de preferencia con un flare negativo que disminuya el palancaje sobre el eje subastragalino y así poder reducir la rapidez del movimiento inicial.

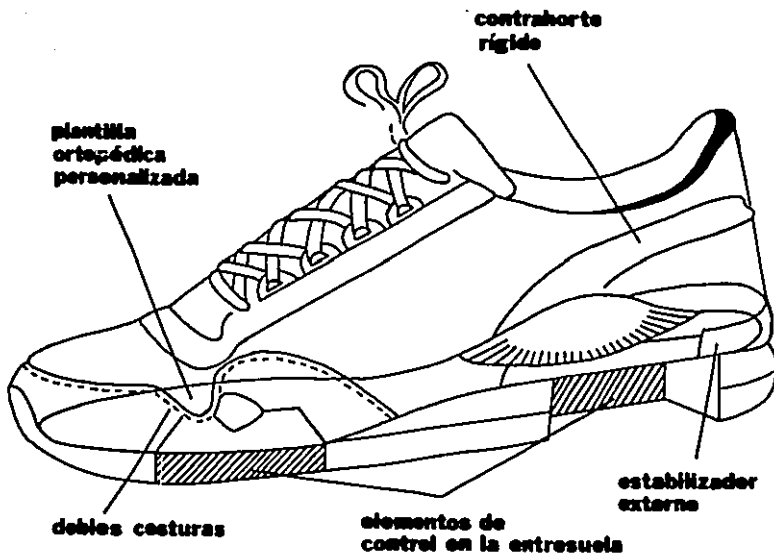
Control de la pronación durante la fase de contacto medio

El pie y el calzado deben de trabajar juntos para evitar la sobrepronación. Si el corredor tiene alteraciones biomecánicas que producen sobrepronación, el calzado debe ayudar a controlar esta situación. Hay varios elementos en la construcción del calzado que deben de ser considerados al respecto; un contrahorte rígido, el estabilizador externo, los elementos de control en la entresuela y las plantillas cuyo efecto será discutido mas adelante.

Las diferentes densidades de la entresuela se utilizan como elementos de control en posiciones claves para controlar la pronación y dirigir la pisada. En otras palabras, la entresuela se vence menos en donde la densidad es mayor y de esta manera ayuda a detener las rotaciones anormales del pie. Los contrahortes y los estabilizadores externos deben ser elementos de construcción rígida para estabilizar el calcáneo y evitar los movimientos exagerados de pronación y supinación. Mientras mas largo y fuerte sea el contrahorte, mas se reducirá el movimiento de pronación del pie.

Las dobles costuras y la pala de algunos de los calzados deportivos, no solo sirven como elementos decorativos sino también tienen funciones estabilizadoras y ayudan a controlar los movimientos anormales.

**Fig. 9.- Calzado deportivo con algunos elementos de control para la sobrepronación**



### **Dirección de las fuerzas de despegue**

Como se apuntó anteriormente, ni la sobrepronación, ni la sobresupinación, son deseables en la fase de despegue del pie. El despegue recto es el ideal, lo cual se ve en la -  
minoría de los corredores.

La llegada a la posición de despegue del pie se prepara -  
durante las fases previas de contacto con el piso. En -  
otras palabras, la preparación para un despegue recto, -  
tiene que ser cuidadosamente balanceado durante la fase -  
de contacto medio.

Los corredores con problemas de sobresupinación al despe-  
gue, pueden ser ayudados a despegar recto con un elemento  
de control anterolateral en la base de la cabeza del 5<sup>o</sup> -  
metatarsiano que puede estar fabricado en base a las dife-  
rentes densidades de la entresuela.

El dibujo de la suela también puede estar diseñado para -  
controlar la dirección de las fuerzas de despegue.

La utilidad en éste caso de la plantilla se discutirá mas  
adelante.

## LAS PLANTILLAS ORTOPEDICAS PERSONALIZADAS

El propósito de la terapia para la sobrepronación con las plantillas ortopédicas personalizadas como elementos coadyuvantes del calzado deportivo para corredores son:

- 1.- Acojinamiento de las zonas expuestas a sobrecargas
- 2.- Distribución de cargas según requerimientos
- 3.- Elevación y/o sostén del arco longitudinal medial
- 4.- Elevación y/o sostén del arco transverso
- 5.- Corregir alteraciones estructurales
- 6.- Corregir y/o prevenir alteraciones dinámicas

Con lo anterior, se trata de incrementar la tolerancia del deportista para soportar las sobrecargas en el aparato locomotor consecutivas de la carrera.

Las plantillas ortopédicas personalizadas pueden también ser utilizadas como tratamiento conservador primario en muchas de las lesiones del sistema musculoesquelético.

El éxito que se alcance con la terapia de plantillas ortopédicas personalizadas depende de varios factores:

- 1.- Conocimientos de la biomecánica de la carrera
- 2.- Un buen diagnóstico médico
- 3.- Selección del material apropiado
- 4.- Una buena técnica de fabricación
- 5.- El uso de calzado adecuado

Aunque en la presente exposición se incluya una tabla con las consideraciones generales para la selección de materiales en la fabricación de plantillas ortopédicas, en nuestro país no se encuentran disponibles algunos de los

## TIPOS DE PLANTILLAS ORTOPEDICAS PERSONALIZADAS

### BENEFICIOS TERAPEUTICOS

### TIPO DE PLANTILLA

Reducen las compensaciones biomecánicas anormales

Módulos termoplásticos moldeables de 3/4 de largo. rígidos o semi-rígidos.

Módulos de pelite fabricados a partir de un molde de yeso personalizado y con las correcciones individuales indicadas por el ortopedista-

Reducen la tensión de la fascia plantar

UC-BL módulos termoplásticos moldeables de 3/4 de largo.

Incrementan el contacto plantar

Módulos flexibles de Polysorb  
Módulos incluidos en el calzado deportivo

(estos módulos no se pueden considerar personalizados, ya que no se ajustan a las características de cada pie).

Amortiguamiento de las zonas dolorosas plantares

Excavaciones y/o insertos en las áreas que correspondan a las zonas dolorosas plantares

En México el material mas usado es el plastazote

**NOTA.-** En lo particular, considero las mas adecuadas y disponibles en nuestro País, las plantillas ortopédicas personalizadas de pelite con sus correcciones individuales y los insertos de plastazote en donde se requiera una mayor suavidad.

La desventaja es su alto costo, ya que hasta la fecha el par de plantillas anda cerca de los 150,000 pesos.

ahí mencionados, sin embargo, hay varios ortesistas y protesistas en México que manejan muy bien el pelite y el plastazote, con lo cual, se pueden fabricar las plantilla ideales que se requieren para los deportistas.

Este tipo de plantillas se deben de fabricar previo molde de yeso de los pies del deportista para que queden justos a su medida y requerimientos y poderles hacer las adaptaciones individuales que sean necesarias.

Se han recomendado las siguientes reglas para la fabricación de plantillas ortopédicas personalizadas:

- 1.- Nunca intentar corregir una deformidad plantar fija para tratar de levantarla y darle soporte.
- 2.- Dar la elevación necesaria a los arcos para agregar soporte a fin de incrementar la resistencia de los mismos
- 3.- Quitar tensión a las áreas que demuestran excesiva presión
- 4.- Crear excavaciones por debajo de las áreas dolorosas.

Una plantilla ortopédica personalizada que siga éstos principios, deberá balancear los diferentes segmentos del pie, le quitará carga a las áreas dolorosas y aumentará la carga del peso corporal a las áreas insuficientes.

Otras consideraciones en su fabricación serán las alteraciones estructurales (por ejemplo; discrepancia en la longitud de miembros inferiores) y las alteraciones dinámicas (por ejemplo; la sobrepronación), que podrán ser corregidas con el uso de plantillas.

La intolerancia a la terapia con plantillas ortopédicas puede resultar de problemas relacionados con; la etapa en la que se encuentre su patología, artrocinemática patoló-



gica no detectada, actividad del paciente, mala fabrica -  
ción, indicaciones inadecuadas, calzado inapropiado.

La siguiente secuencia puede ser seguida como guía para -  
la terapia con plantillas ortopédicas personalizadas :

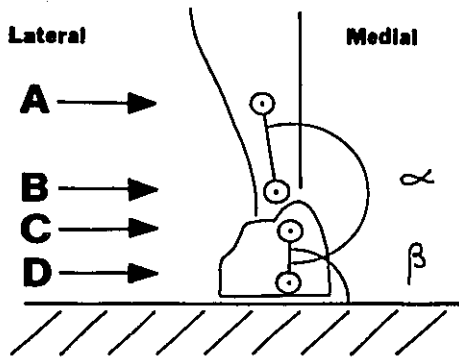
- 1.- Llevar a cabo un exámen clínico completo
- 2.- Establecer un buen diagnóstico
- 3.- Determinar las características adecuadas de cada una
- 4.- Fabricar la plantilla con los materiales correctos
- 5.- Evaluar los beneficios terapéuticos
- 6.- Reevaluación ortopédica periódica

Cuando es prescrita y fabricada correctamente, la terapia  
con plantillas hará disminuir el dolor, reducirá la forma -  
ción de callosidades, mejorará la biomecánica del pie, in -  
crementará la tolerancia funcional del paciente a la acti -  
vidad física y evitará el desarrollo de deformidades en -  
el pie.

La terapia con plantillas ortopédicas personalizadas es -  
una modalidad de tratamiento de indudable valor pero que  
no deberá de ser usada en vez de tratamientos médicos y/o  
quirúrgicos que puedan proporcionar una solución permanen -  
te para el problema particular del paciente.

En la actualidad, el costo de éstas plantillas está alre -  
dedor de los 150,000 pesos cuando se fabrican previo mol -  
de de yeso y el material es de pelite y plastazote.

Cuando se usan en el calzado deportivo, se deberá tener -  
cuidado en retirar las plantillas prefabricadas que traen  
en su interior, siendo en ocasiones difícil ya que algu -  
nos los traen interconstruídos.



### III.- TRABAJO DE INVESTIGACION

#### III.1.- INTRODUCCION

Como ya ha sido expuesto en las generalidades de esta tesis, la sobrepronación es una de las principales causas de lesiones en los corredores de resistencia aeróbica, por lo que este estudio se justifica ya que, en la actualidad, este tema todavía es controversial y no existe una solución adecuada para corregir por completo dicha alteración.

El objetivo final de este trabajo, es el de certificar la validez de las plantillas ortopédicas personalizadas como coadyuvantes del calzado deportivo adecuado para evitar o disminuir la sobrepronación.

#### III.2.- HIPOTESIS

" Si ya está demostrado que con las plantillas ortopédicas personalizadas es posible corregir alteraciones biomecánicas, entonces podemos utilizarlas como un elemento coadyuvante del calzado deportivo para prevenir la sobrepronación dinámica que ocurre en algunos corredores de resistencia aeróbica " .

#### III.3.- PROPOSITO

El propósito de este estudio es el de comparar los grados de sobrepronación que ocurren durante la fase final de contacto medio (antes de elevar el talón), en corredores que utilizan los dos tipos de calzado deportivo considerados como adecuados para sobrepronadores disponibles en México y diversos tipos de plantillas ortopédicas.

### III.4.- RECURSOS HUMANOS

En este estudio participaron cinco sujetos, corredores con sobrepronación seleccionados con anterioridad en la consulta particular del autor, en base a los siguientes criterios :

- 1.- Que el motivo de la consulta haya sido una de las lesiones por sobreuso, ocasionada entre otras causas, por la sobrepronación.
- 2.- Que haya respondido favorablemente al tratamiento ortopédico con las plantillas personalizadas.
- 3.- Que se encuentre disponible voluntariamente para el trabajo de investigación.

Algunas de las características generales de los sujetos de estudio fueron las siguientes :

<u>SUJETO</u>	<u>SEXO</u>	<u>EDAD</u>	<u>PESO</u>	<u>TALLA</u>	<u>LESION POR SOBREUSO</u>
1	F	26	63	1.70	Sind. Tibial anterior
2	M	22	68	1.75	Fascitis plantar
3	M	35	68	1.70	Periostitis
4	M	25	62	1.72	Condromalacia rotuliana
5	M	31	77	1.80	Sind. de Morton

### III.5.- RECURSOS FISICOS

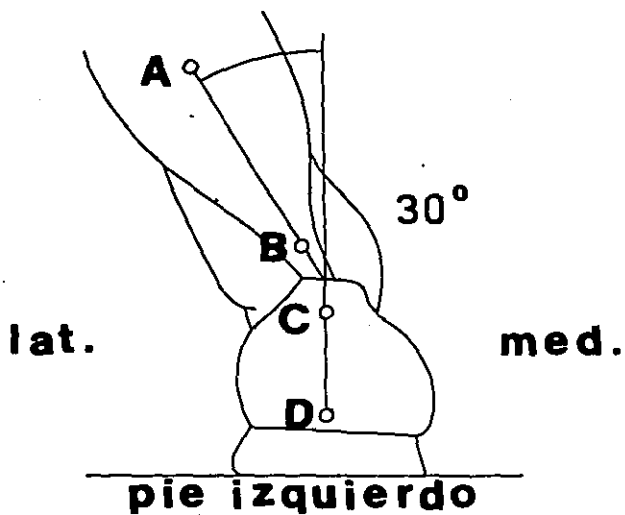
- 1.- Todos los sujetos de estudio contaban ya con sus plantillas ortopédicas personalizadas.
- 2.- El calzado deportivo utilizado nos fué facilitado por las - casas comerciales que fueron consideradas por el autor como las mas serias en su ramo y que disponían en México de calzado deportivo adecuado para sobrepronadores.
- 3.- Se utilizó la banda sin fin del laboratorio de ergonomía - de la Subdirección de Investigación y Medicina del Deporte; Marca de la banda sin fin .- Quinton 65  
Marca del módulo de mando .- Quinton 645
- 4.- Para la filmación, se contó con la ayuda del equipo técnico de Imevisión, quienes utilizaron cámaras de video Philips y se grabó en cintas de una pulgada a una velocidad de 30 cuadros por segundo. Posteriormente se editó congelando las - imágenes requeridas por cuadro y se grabó durante un minuto cada variable para poder ser vistas en una videocasetera - beta normal sin distorsión de la imagen.
- 5.- Se fotografiaron las diversas variables con una cámara de - 35 mm marca Nikon FE-2 y un lente Nikon de 50 mm, con trípé y cable flexible. El diafragma utilizado fué f/4 con - una velocidad de obturación de 1/30 de segundo.
- 6.- Para medir los ángulos se utilizó un goniómetro normal para radiografías modelo Protek AG CH-300L BERN

### III.6.- METODOS

De un grupo de corredores de resistencia aeróbica vistos en la consulta particular del autor, se seleccionaron cinco con lesiones por sobreuso ocasionadas, entre otras causas por la sobrepronación y que respondieron favorablemente al tratamiento ortopédico con plantillas personalizadas. Se les hizo correr en una banda sin fin a una velocidad de 4 m/s (aprox. 15 km/hora) provistos del calzado deportivo considerado adecuado para sobrepronadores (ZX-200 y Air-Max) e intercambiando en cada calzado diversas plantillas (fabricante, polysorb, orthotic y las personalizadas fabricadas de pelite y plastazote). Se les colocaron marcas con etiquetas adhesivas en el tendón de Aquiles y en la parte posterior del calzado y se les filmó por vía posterior de las rodillas hacia abajo. Se editó la filmación congelando cada variable en el pie izquierdo al final de la fase de contacto medio (antes de levantar el talón) y se grabó durante un minuto cada una de ellas para evitar la distorsión de la imagen en una videocasetera beta normal. Se tomaron fotopraffias y se hicieron los trazados para medir los ángulos alfa (aquiliano) y beta (calcáneo). El ángulo alfa fué medido entre la prolongación de la recta trazada entre las marcas C y D y la recta trazada entre las marcas A y B (considerado como el principal ángulo para medir la sobrepronación) y el ángulo beta fué medido entre la recta trazada entre las marcas C,y D y la línea horizontal del piso (se utiliza como representativo de los movimientos del calcáneo).

ver figura de la página 42

## **SOBREPONACION :**



### III.7.- RESULTADOS

RELACION DE RESULTADOS EN LAS MEDICIONES DEL ANGULO AQUILIANO :

SUJETO	CALZADO	PLANTILLAS			
		FABRICANTE	POLYSORB	ORTHOTIC	PERSONALIZADAS
1	ZX-200	X	12	8	7
	AIR-MAX	9	10	8	5
2	ZX-200	X	14	12	14
	AIR-MAX	12	13	10	8
3	ZX-200	X	14	14	10
	AIR-MAX	12	11	12	8
4	ZX-200	X	11	8	5
	AIR-MAX	10	10	9	7
5	ZX-200	X	13	12	9
	AIR-MAX	13	13	8	6

NOTA.- Los resultados que deberian aparecer correspondientes al calzado ZX-200 con plantillas del fabricante se perdieron a la hora de editar por lo que aparecen marcados con una X.



RELACION DE RESULTADOS EN LAS MEDICIONES DEL ANGULO CALCANEOS :

SUJETO	CALZADO	PLANTILLAS			
		FABRICANTE	POLYSORB	ORTHOTIC	PERSONALIZADAS
1	ZX-200	X	89	89	90
	AIR-MAX	90	90	90	90
2	ZX-200	X	86	86	88
	AIR-MAX	88	88	89	88
3	ZX-200	X	90	90	90
	AIR-MAX	90	90	90	90
4	ZX-200	X	90	90	90
	AIR-MAX	90	90	90	90
5	ZX-200	X	90	90	90
	AIR-MAX	90	90	90	90

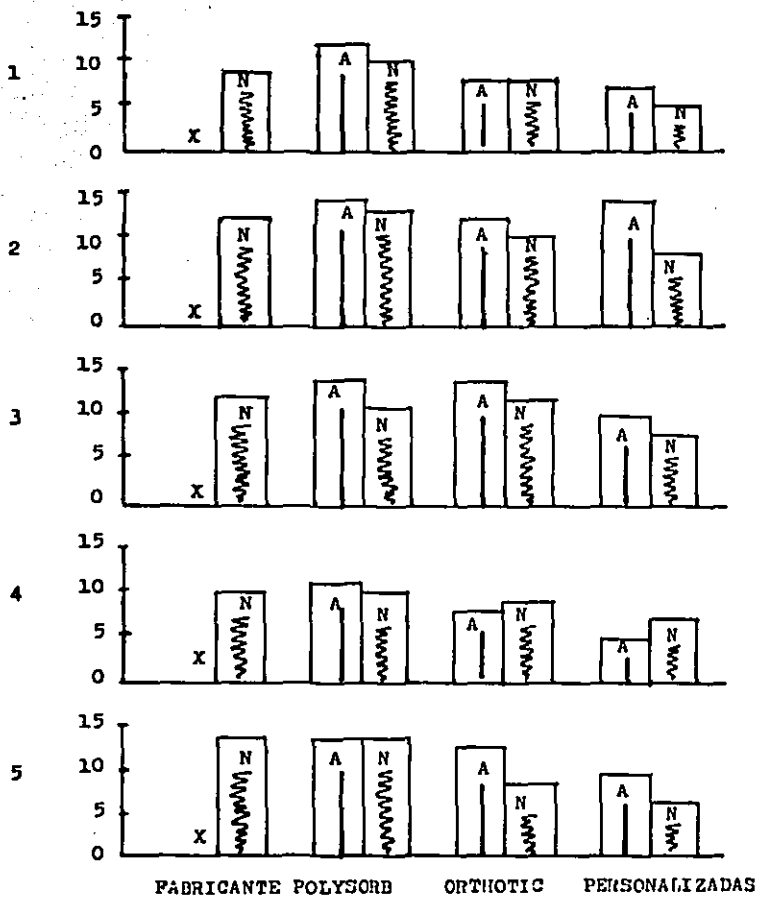
NOTA.- Los resultados que deberían aparecer correspondientes al calzado ZX-200 con plantillas del fabricante se perdieron a la hora de editar por lo que aparecen marcados con una X.

III.8.- Gráfica de resultados en la medición del ángulo  
aquiliano (alfa)

SUJETO

— A = ZX-200

▨ N = AIR-MAX



### III.9.- DISCUSION

La discusión se deberá centrar en los resultados obtenidos con la medición del ángulo alfa (aquiliano), ya que este ángulo ha probado ser un indicador útil en los análisis cinemáticos de la sobrepronación (Nigg, 1986).

Los resultados obtenidos con la medición del ángulo beta (calcáneo) son muy similares a excepción del segundo sujeto en el cual se encuentra disminuido, este sujeto presentaba un pie plano flexible grado III. Era de esperar en todos un ángulo calcáneo cercano a los  $90^{\circ}$ , debido a la etapa del ciclo de contacto en la cual se tomaron las variables (antes de levantar el talón) en donde todo el peso del cuerpo se ha trasladado al antepié y el calcáneo se prepara para ser elevado por el tríceps sural.

En cuanto a la pérdida de los resultados con el calzado ZX-200 y las plantillas del fabricante, no se considera de la mayor importancia ya que se les pueden considerar semejantes resultados que los obtenidos con las plantillas polysorb ya que sus características son parecidas y lo podemos corroborar si comparamos los resultados del Air-Max, en donde apreciamos una diferencia máxima de un grado entre estas dos plantillas.

Con el uso de las plantillas Orthotic (Spenco) se apreció una mejoría, sin embargo cabe hacer notar que los sujetos de estudio refirieron cierta molestia con su uso debido a la rigidez de las mismas.

Es evidente la disminución del ángulo de pronación con el uso de las plantillas ortopédicas personalizadas, con una media de disminución de  $5^{\circ}$  si se comparan con las plantillas del fabri-

cante y las de polysorb (Spenco).

La excepción volvió a ser el sujeto # 2, en el cual no se apreciación ninguna mejoría al usar las plantillas ortopédicas personalizadas y el calzado ZX-200. Pero en todos los demás casos si es evidente la mejoría.

También cabe hacer notar que al principio del estudio los corredores utilizaron calzado deportivo considerado inadecuado para sobrepronadores, sin embargo, no se incluyó en los resultados ya que los sujetos de estudio nunca habían corrido en una banda sin fin y al principio corrieron tensos, corrigiendo en cierta medida la sobrepronación involuntariamente. Debido a esto y a que además las plantillas del fabricante las traían interconstruidas, se decidió no incluirlos en el trabajo de investigación.

### III.10.- CONCLUSIONES

Se concluye que en el presente trabajo de investigación, se ha demostrado la utilidad de las plantillas ortopédicas personalizadas como un coadyuvante del calzado deportivo para disminuir el grado de sobrepronación dinámica que se encuentra en algunos corredores de resistencia aeróbica.

Son necesarios mayores estudios al respecto para tratar de disminuir aún mas la sobrepronación, como por ejemplo, aumentando aún mas la elevación del arco longitudinal y la talonera interna.

#### IV.- RESUMEN

La sobrepronación es una alteración dinámica que ocurre como consecuencia de diversos factores intrínsecos y/o extrínsecos anormales y que es causa de diversas lesiones en el sistema musculoesquelético.

Está caracterizada por; eversión del calcáneo, flexión plantar y aducción del astrágalo, abatimiento del arco longitudinal medial y abducción del antepié.

El calzado deportivo adecuado debe reducir, distribuir y dirigir las fuerzas de acción para controlar la sobrepronación. Las plantillas ortopédicas personalizadas tienen como objetivo la corrección de las alteraciones estructurales o dinámicas de los pies.

En el trabajo de investigación de esta tesis, se llevó a cabo el análisis cinemático de cinco corredores en una banda sin fin a una velocidad de 4m/s provistos de diversos tipos de calzado y plantillas, midiendo los ángulos aquiliano y calcáneo para determinar el grado de pronación al final de la fase de contacto medio (antes de la elevación del talón).

Se concluyó que el uso de las plantillas ortopédicas personalizadas es de utilidad como coadyuvante del calzado deportivo para disminuir la sobrepronación.

Así mismo, se hace énfasis en que es necesario un mayor número de estudios sobre el tema, ya que, mientras mas se disminuya la sobrepronación, evitaremos en mayor medida las lesiones de los deportistas.

ESTA TESIS NO DEBE  
SALIR DE LA BIBLIOTECA

V.- BIBLIOGRAFIA

- 1.- McKenzie D.C. Running shoes, orthotics and injuries. Sports Medicine 2: 334-347 (1985)
- 2.- Nigg Benno M. Biomechanics, load analysis and sports injuries in the lower extremities. Sports Medicine 2: 367-379 (1985)
- 3.- Brown Larry P. Locomotor Biomechanics and Pathomechanics. The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy: - Vol.9 No.1: 3-10 (1987)
- 4.- McQuade Kevin J. A case-control study of running injuries Comparison of patterns of runners with and without running injuries. The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy: Vol.8 No.2: 81-84 (1986)
- 5.- Nigg Benno M. The influence of lateral heel flares of running shoes on pronation and impact forces. Medicine and Science in Sports and Exercise; Vol. 19 No. 3: 294-302 - (1987)
- 6.- Nigg Benno M. Factors influencing kinetic and kinematic variables in running. Human Kinetics Publishers: 139-159 - (1986)
- 7.- Donatelli R. Abnormal Biomechanics of the foot and ankle.- The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy: - Vol.9 No.1: 11-16 (1987)
- 8.- Bruckner Jan. Variations in the human subtalar Joint. The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy: Vol.8 No.10: 489-494 (1987)

- 9.- Robbins Steven E. Running related injury prevention through barefoot adaptations. *Medicine and Science in Sports and Exercise*; Vol.19 No.2; 148-156 (1987)
- 10.- Engsberg Jack H. Kinematic analysis of the talocalcaneal-talocrural joint during running support. *Medicine and Science in Sports and Exercise*; Vol.19 No.3; 275-284 (1987)
- 11.- Smith Wayne. Comparative Study using four modalities in shinsplint treatments. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*; Vol.8 No.2; (1986)
- 12.- Soutas-Little R.W. Analysis of foot motion during running using a joint co-ordinate system. *Medicine and Science in Sports and Exercise*; Vol.19 No.3; (1987)
- 13.- Doxey Gordon E. Calcaneal pain; a review of various disorders. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*; Vol.9 No.1; 25-32 (1987)
- 14.- Rodgers Mary M. Effectiveness of foot orthotic devices used to modify pronation in runners. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*; Vol.4 No.2; (1982)
- 15.- Adidas. BIOMECHANICAL AND ORTHOPAEDIC ASPECTS OF RUNNING SPECIAL REPORT OF THE BIOMECHANICS LABORATORY AT THE ETH-ZURICH (1988)

## VI.- FOTOGRAFIAS

A continuación se muestran cuatro fotografías representativas de las setenta variables de estudio.

Las dos primeras corresponden al sujeto 4 calzando ZX-200 con plantillas polysorb (11<sup>o</sup>) y personalizadas ( 5<sup>o</sup>).

Las otras dos corresponden al sujeto 5 calzando AIR MAX con plantillas polysorb (13<sup>o</sup>) y personalizadas ( 6<sup>o</sup>).





