

Le scarpe e l'ortesi plantare del maratoneta

CONVEGNO:

"La maratona: training e attrezzature tecniche"

Firenze, 2 dicembre 1995

N. Tjoudis

Fiduciario Medico Regionale CR Toscana FIDAL

Kaplan e coll. (1982) hanno osservato che l'incidenza annuale delle lesioni da sovraccarico aumentava linearmente con l'aumento della distanza percorsa ogni settimana. Pochi corridori di lunghe distanze possono tollerare alti livelli di allenamento per molti anni. Le lesioni sono sfortunatamente, un dato di fatto per la vita di un corridore. La corsa è un modo eccellente per migliorare il sistema cardiovascolare, ma impone grandi sollecitazioni sul sistema muscoloscheletrico.

La prima causa delle lesioni è il sovraccarico (correre così tanto, così veloce, così presto, così spesso). Stanish (1984) definisce la lesione da sovraccarico come un evento che accade quando una struttura o sistema è esposto a forze ripetitive superiori alla capacità che tale specifica struttura o sistema ha di sopportare o adattarsi a tali forze. Le lesioni da sovraccarico possono colpire le strutture del tendine, del muscolo, dell'osso. Tutto questo si realizza quando la capacità di adattamento del sistema è stata superata.

Le lesioni che colpiscono il sistema muscoloscheletrico, che si presentano attraverso il dolore persistente, originano dalla disfunzione del sistema, dal carico meccanico determinato dalla trasmissione via piede e dal carico di impatto (alto impatto applicato in un breve intervallo di tempo).

I fattori eziologici possono essere di-

visi in 5 categorie: errori di allenamento, fattori anatomici che coinvolgono anomalie biomeccaniche o malallineamenti dell'arto inferiore, squilibri della forza e flessibilità, scarpe, superfici di corsa.

Gli errori di allenamento che contribuiscono al dolore acuto e cronico che colpisce il sistema muscoloscheletrico e alla disabilità dei corridori sono la causa più frequente (50%-60%). Questi includono alta intensità di allenamento senza alternare giorni di recupero, improvviso aumento dei chilometri percorsi e/o dell'intensità senza dare alle strutture di supporto tempo sufficiente per adattarsi, un singolo intenso allenamento.

La forza di reazione del suolo durante ogni impatto del piede con il suolo risulta pari a circa 2 o 3 volte il peso corporeo per 600 impatti per ogni chilometro. Queste forze devono essere assorbite dal sistema muscoloscheletrico che deve avere la capacità di farlo per un numero considerevole di chilometri.

Le anomalie anatomico-biomeccaniche includono: eterometrie (differenza di lunghezza fra i due arti superiore di 8 mm) eccessiva e prolungata pronazione, retro piede valgo o varo, avampiede varo o valgo, eccessivo angolo Q (maggiore di 15°), rotula alta, ginocchio valgo o varo, piede cavo rigido, piede piatto ecc.

Lo squilibrio della forza e della flessibilità promuove lo stato di fatica

con riduzione dell'assorbimento di impatto con il suolo e conseguente alterazione del modo di correre.

Diversi studi sono stati realizzati per determinare la natura, la causa e la severità delle lesioni. Una delle difficoltà per interpretare i risultati di questi studi è la terminologia usata per descrivere varie lesioni.

LA BIOMECCANICA DELLA CORSA

Per capire meglio la patogenesi delle lesioni da sovraccarico in rapporto alla corsa dobbiamo esaminare la biomeccanica del ciclo della corsa.

Osservando lateralmente un corridore si può notare che la falcata (passo) è suddivisa in due fasi distinte: la prima è la fase di contatto, quando il piede è in contatto con il terreno, ulteriormente suddivisa nella fase di impatto, nella fase intermedia di supporto e nella fase di spinta; la seconda è la fase di oscillazione, quando l'arto inferiore oscilla nell'aria. Il primo impatto è assorbito appena il piede prende contatto con il terreno. Un'onda d'urto, vibrazioni da 25 a 100 Hz (Munro 1975, Voloshin e Wosk 1980), viaggia lungo l'osso del tallone. Queste onde d'urto vengono trasmesse a monte lungo il sistema scheletrico attenuandosi lungo il percorso e possono avere un ruolo importante nella realizzazione di meccanismi lesivi acuti e cronici (Dickinson 1985).

Inizialmente il contatto del tallone avviene sul lato laterale. Questo è dovuto all'angolo varo che si forma tra l'arto inferiore e il terreno durante la corsa. Mentre il piede prende contatto con il terreno il tallone si muove verso l'eversione e l'articolazione mediotarsica si muove verso la pronazione.

Durante l'impatto del piede e la fase di supporto, il piede è allentato, capace così di adattarsi ad una superficie irregolare ed agire per assorbire l'urto con il terreno. Questo perché

l'azione pronatoria delle articolazioni sottoastragale e mediotarsica permette al piede di comportarsi come un adattatore allenato. In questa fase le articolazioni raggiungono il limite massimo della pronazione. La pronazione è presente per il 70% della fase di supporto come tentativo per creare un miglior assorbimento dell'impatto (Drez 1980). In questa fase il piede riceve tutto il peso del corpo e in questo svolge un importante lavoro l'arco plantare. L'arco plantare è controllato dalla mediotarsica, la quale lavora in armonia con la sottoastragale. La sottoastragale allenta il piede mentre la mediotarsica lo irrigidisce sostenendo l'arco plantare. Nello stesso tempo l'arto passa sopra il piede ed il tallone inizia a sollevarsi dal terreno. Questo è il momento critico per il piede di cambiare funzione per passare dalla condizione di allentato "insieme di ossa" adattato alla superficie di terreno per assorbire l'impatto e diventare una potente e ferma leva di propulsione in avanti del corpo. La posizione neutra della sottoastragale è molto vantaggiosa perché in questa posizione il piede lavora in modo efficace con le minori sollecitazioni su articolazioni, tendini e legamenti. La pronazione eccessiva e prolungata disturba il rapporto tra le due articolazioni e la mediotarsica non ha il tempo necessario per irrigidire il piede prima della propulsione con risultato di un piede floscio (Ellis 1985).

IL RUOLO DELLE SCARPE DA CORSA

Secondo James e coll. (1978) se fosse possibile disegnare un adeguato modello di scarpa, molti problemi che accompagnano i corridori delle lunghe distanze, potrebbero essere prevenuti. Gli studi di ricerca biomeccanica condotti negli ultimi venti anni non hanno portato alla definizione di precisi criteri per la valutazione delle scarpe da corsa. Le applicazioni

arbitrarie degli orientamenti biomeccanici nel disegno delle scarpe sportive hanno contribuito alla proliferazione di diversi modelli e materiali non valutati da precise sperimentazioni, così da permettere la creazione di aggressive campagne pubblicitarie. L'assorbimento dell'urto di impatto e il controllo e la stabilizzazione del piede sono considerati i parametri principali nella costruzione della scarpa da corsa (Bates e coll. 1980).

La capacità della scarpa di conservare le proprietà di assorbimento o ammortizzamento dell'impatto diminuisce con l'aumento della distanza percorsa (Cook 1985). Portare la scarpa per lungo tempo deve essere sconsigliato. Questo è particolarmente importante per il bordo esterno del tallone, poiché una sua usura, crea squilibri nella trasmissione delle sollecitazioni eccessive che si trasmettono dal piede all'arto inferiore durante l'impatto del tallone (Drez 1980). Il materiale usato per la costruzione della intersuola è un fattore limitante nella prestazione della scarpa per cui dovrebbe essere tale da garantire una protezione di lunga durata (Sohn e Micheli 1984). Una serie di test biomeccanici realizzati su scarpe di diverso tipo e di vario costo non hanno dimostrato sostanziali differenze tra di loro per quanto riguarda l'assorbimento dell'impatto (Cook 1985). Così, il prezzo non riflette direttamente la qualità della scarpa. Inoltre Marti (1989) ha riportato una significativa alta incidenza di lesioni in quelli che usano scarpe molto costose. Il falso senso di sicurezza (protezione contro le lesioni) che le scarpe di elevato costo producono può in parte spiegare l'alta incidenza di lesioni in chi le utilizza.

Cavanagh (1980) e Dickinson (1985) hanno dimostrato che le scarpe da corsa riducono la forza di impatto del tallone in confronto alla corsa a piedi nudi. Gli autori hanno inoltre dimostrato che la tecnica di corsa con l'impatto del mediopiede elimina

completamente l'impatto del tallone. La capacità di assorbimento della forza di impatto del tallone con il suolo diminuisce con l'instaurarsi della fatica (Dickinson 1985).

Robbins e coll. (1990), hanno confermato che:

- a) le lesioni relative alla corsa non sono comuni nelle popolazioni scalze;
- b) le moderne scarpe da corsa producono illusioni sensorie, modificando il feedback delle vie sensitive;
- c) si ha una riduzione modesta dell'impatto con le moderne scarpe da corsa in confronto alla corsa senza scarpe.

Nigg e coll. (1986) ha dimostrato che le scarpe moderne inducono i corridori a correre con un alto impatto d'urto in confronto alle scarpe di vecchio tipo.

Uno dei requisiti per la costruzione delle scarpe imposto da scienziati e costruttori è che queste devono ridurre le forze di urto durante l'impatto col terreno. Le scarpe provvedono a questa funzione con una proprietà descritta come "buon ammortizzamento". Per ottenere ciò le case costruttrici utilizzano diversi sistemi o materiali; cuscinetti d'aria, gel, oppure materiali come poliuretano (PU), etilvinilacetato (EVA), una combinazione tra i due, polietilene ecc.

Diversi studi negli ultimi anni hanno dimostrato che il picco verticale delle forze d'urto è poco influenzato dalla durezza dell'intersuola. Inoltre la durezza dell'intersuola ha un effetto limitato sulle forze interne nel piede durante la corsa. Nigg e coll. (1990) hanno dimostrato che le proprietà di ammortizzamento delle scarpe non sono importanti nel modificare le sollecitazioni interne nel piede. Inoltre può essere solo una speculazione che l'ammortizzamento, possa essere importante per altri aspetti quali il comfort durante la corsa o la buona sintonizzazione dell'unità muscolotendinea.

Stacoff (1990) ha dimostrato che la corsa a piedi nudi diminuisce l'angolo

del tendine d'Achille in confronto alla corsa con le scarpe. L'entità di tale angolo viene messa in correlazione con il verificarsi di lesioni nei corridori. L'angolo del tendine d'Achille è il più conosciuto nella ricerca biomeccanica per le scarpe da corsa. E' molto interessante sottolineare che questo angolo aumenta con l'aumentare della velocità di corsa. Il maggior angolo si realizza durante lo sprint, con l'avampiede, con le scarpe.

Grande enfasi è stata data particolarmente al controllo del retro piede. Cavanagh e coll. (1988) hanno proposto che in generale scarpe con intersuola costruita con materiali rigidi, una conchiglia rigida e una larga base di tallone al battistrada, migliorano il controllo del retro piede.

Frederick, Clark e Hamil (1984) hanno presentato le loro raccomandazioni per la scelta delle scarpe. Quando si sceglie una scarpa con grande ammortizzamento, è una scelta saggia, prendere una scarpa con suola dura anziché una scarpa con suola morbida. La suola dura non ha effetti sulla massima pronazione ma, aumentando la rigidità può migliorare notevolmente l'ammortizzamento. Scegliere una scarpa con suola morbida anziché rigida potrebbe diminuire notevolmente il controllo del retro piede. Ottima combinazione per il controllo del retro piede e il miglior ammortizzamento si trova nelle scarpe con suola rigida con 35 dm (misura di durezza) di intersuola, svasata di 15 gradi. Denoth (1985) ha sostenuto che le scarpe con bordo laterale rotondo al tallone tendono a produrre alte forze di impatto, in confronto con le scarpe con bordo svasato al tallone che tendono a ridurre tali forze. Nigg (1985) in un modello sperimentale di scarpa con bordo laterale arrotondato e intersuola con progressivo aumento della durezza verso il lato mediale ha notato che si producevano piccoli momenti di pronazione iniziale e l'aumento progressivo della durezza resisteva alla pronazio-

ne. Inoltre, il tallone arrotondato era associato con un aumento delle forze di impatto, mentre il bordo laterale svasato aiutava a diminuire le forze di impatto laterali, ma accresceva un movimento rapido di pronazione se i dm erano molto alti.

Scegliere una scarpa da corsa non è una cosa semplice. Spesso il corridore pone la domanda "come faccio a sapere quale scarpa devo scegliere"? Esistono così tante marche e tipi di scarpa che è necessario un dottorato di ricerca sulla biomeccanica per discutere con il commesso di un negozio sulla terminologia e il tipo adatto di scarpa per le proprie caratteristiche. Spesso il commesso dopo una serie di termini incomprensibili propone un modello, ma senza sapere il perché, visto che le stesse case di fabbricazione cercano di aumentare la confusione introducendo nuovi termini, necessari per battere la concorrenza, per proporre il "massimo" assorbimento dell'impatto e il "massimo" controllo e stabilità del piede durante la corsa.

Molte scarpe sono specificatamente disegnate per certi tipi di piede e vulnerabilità. Ogni corridore deve conoscere quando va incontro a questi articoli le sue particolari esigenze. In questo modo riduce notevolmente il rischio di lesioni, aggiungendo comfort e prestazioni. Ricordare che il prezzo non è quello che distingue una scarpa buona. Una corretta revisione delle scarpe già usate consente di individuare le zone di maggior usura e deformazione.

ORTESI PLANTARI

Le ortesi sono considerate molto efficaci nel provvedere alla risoluzione di molti quadri patologici che colpiscono il corridore delle lunghe distanze. Le ortesi correggono le variabili biomeccaniche alla base delle lesioni da sovraccarico e riducono le grandi sollecitazioni prodotte dall'attività di corsa. Il trattamento con le

ortesi plantari si basa su conoscenza della biomeccanica dell'arto inferiore in relazione alla meccanica della corsa nelle sue varie espressioni. Il successo nell'utilizzo delle ortesi è dipendente dalla attenta e precisa valutazione del corridore che permette la fabbricazione delle ortesi più adatte.

Le ortesi plantari permettono al piede di operare in maniera meccanicamente efficiente; migliorano l'equilibrio meccanico; migliorano l'assorbimento dell'impatto con il suolo.

Generalmente esistono tre categorie di ortesi:

- a) *rigide*;
- b) *semirigide*;
- c) *flessibili o morbide*.

Le ortesi *rigide* sono disegnate principalmente per il controllo del movimento, ma necessitano di una diagnosi precisa e il minimo errore. Le *semirigide*, costruite da materiali termoplastici, provvedono sia a un buono controllo biomeccanico sia ad aumentare la capacità di ammortizzamento. Le *flessibili o morbide*, costruite con vari materiali, sono ortesi di accomodazione che possono essere aggiustate dalle sollecitazioni del peso corporeo permettendo un margine di errore maggiore.

Vari studi (Bates, Osterning, Mason, James 1979) hanno dimostrato che le ortesi hanno un significativo effetto sulla eccessiva pronazione, condizione biomeccanica alla base di diverse patologie da sovraccarico, sul tempo della massima pronazione, sulla velocità della massima pronazione e sul movimento del retro piede durante l'impatto con il suolo.

Nigg e coll. (1985) in uno studio che collegava varie alterazioni biomeccaniche dell'arto inferiore al movimento del retro piede, hanno dimostrato che i corridori affetti da problemi a carico del tendine d'Achille presentavano una eccessiva e prolungata pronazione.

Malallineamenti angolari e torsionali dell'arto inferiore hanno una significativa influenza sul meccanismo del-

la disfunzione patello-femorale che è la causa del dolore anteriore del ginocchio. La corretta diagnosi di questa patologia permette la eliminazione della causa che l'ha determinata, riconducibile spesso ad una prolungata pronazione che aumenta a sua volta la intrarotazione tibiale con il ginocchio verso il valgismo e la spinta della rotula verso l'esterno.

La fascite plantare, una patologia frequente nei corridori, riconosce come causa la eccessiva pronazione che aumenta la tensione della fascia plantare, come il piede cavo rigido, il piede piatto, il retro piede valgo, il tendine d'Achille rigido (Tjouroudis e coll. 1992). L'intervento con le ortesi plantari risolve il quadro patologico nel 95% dei casi.

Molti studi hanno riportato eccellenti risultati nel trattamento delle lesioni da sovraccarico della corsa con ortesi plantari. Una serie di lesioni ha risposto bene a questo trattamento. Generalmente è importante comprendere il deficit biomeccanico alla base delle patologie per consigliare l'adeguato intervento con ortesi plantari.

Durante un periodo di quattro anni 1990-1994, in 246 atleti di lunghe distanze sono state diagnosticate lesioni da sovraccarico. Nel 54% di questi è stato consigliato l'utilizzo di ortesi plantari con 86% di risoluzione completa e ritorno all'attività (Tjouroudis e coll. 1995 in pubblicazione).

Schweltnus (1990) ha dimostrato che l'utilizzo delle ortesi plantari può effettivamente promuovere la prevenzione dalle lesioni da sovraccarico.

L'utilizzo delle ortesi rappresenta uno degli interventi nelle lesioni da sovraccarico, dove il deficit biomeccanico lo richiede. Molte lesioni rispondono bene al riposo, alla modificazione dell'allenamento, al cambio di scarpe. E' importante sottolineare che migliorare la flessibilità e gli squilibri della forza può essere alla base di un programma corretto di prevenzione. L'intervento con le ortesi non può sostituire uno dei sopracitati interventi.

BIBLIOGRAFIA

BATES B.T., OSTERNING L.R., SAWHILL JA, JAMES S.L.: Design of Running Shoes. International Conference on Medical devices and Sports equipment. ASME, San Francisco, 1980.
 BATES B.T., JAMES S.L., OSTERNING L.R.: Foot function during the support phase of running *Running* 3, 24-29, 1978.
 BATES B.T., OSTERNING L.R., MASON B.R., JAMES S.L.: Foot orthotic devices to modify-selected aspects of lower extremity mechanics. *American J. of Sports Medicine* 7 (suppl 6) 338-342, 1979.
 CAVANAGH P.R., LA FORTUNE M.A.: Ground reaction forces in distance running; *Journal of Biomechanics* 13, 5: 397-406, 1980.
 CAVANAGH P.R., VALIANT G.A., MISEVICH K.W.: Biological aspects of modeling Shoe/foot interaction during running. E. Frederck Eds; *Sports shoes and playing surfaces; Biomechanical properties.* Human Kinetics; p. 24-46, 1984, Champaign.
 COOK S.D. KESTER M.A., BRUNET M.E.: Shock absorption characteristics of running shoes. *American J. of Sports Medicine*: 13, 4, 248-253, 1985.
 DICKINSON J.A., COOK S.D., LEINHART T.M.: The measurement of shock waves following heel strike while running *Journal of Biomechanics* 18: 415-422, 1985.
 DREZ D.: Running Footwear: examination of the training shoe, the foot, and functional orthotic devices. *American J. of Sports Medicine*: 8, 2, 140-141, 1980.
 KAPLAN J.P., POWEL K.E., SKES R., SHIRLEY R.W., CAMPBELL C.: An epidemiological survey of the benefits and risks of running. *Journal of the American medical Association* 248: 3118-3121, 1982.
 MARTI B.: Relationships between running injuries and running shoes: results of a study of 5000 participants in a 16 km run. Segesser and Pforringer Eds: *The shoe in sports*, p. 256-265, Year booc Medical Publications, Chicago. 1989.
 MUNRO M.B., ABERNETHY P.J., PAUL I.L., ET ALL.: Peak dynamic force in human gait and its attenuation by the soft tissues. *Ortopaedic Research Society* 21, 65, 1975.
 NIGG B.M., BAHLSSEN A.H., DENOTH J., LUETHI S.M., STACOFF A.: factors influen-

cing Kinetic and Kinematic variables in Running: Nigg Ed. *Biomechanics of running shoes*, p. 139-159, Human Kinetics Publishers, Champaign, 1988.

NIGG B.M., HERGOO W., READ L.J.: Effect of viscoelastic shoe insoles on vertical impact forces in heel-toe ranning *American J. of Sports Medicine* 16: 70-76, 1988.

ROBBINS S.E., GOUW G.J., HANNA A.M.: Running related injury prevention through innate impact moderating behavior. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 21: 130-139, 1989.

ROBBINS S.E., HANNA A.M.: Running related injury prevention through barefoot adaptations; *Medicine and Science in Sports and Exercise*: 19: 148-156, 1987.

ROBBINS S.E., HANNA A.M., JONES L.: Sensory attenuation induced by modern athletic footwear. *Journal of testing and evaluation* 16: 412-416, 1988b.

ROBBINS S.E., GOUW J.G.: Athletic footwear and Chronic overloading; *Sports Medicine* 9 (2); 76-85, 1990.

SCHWELTNUS M.P., JORDAN G., NOAKES T.D.: Prevention of common overuse injuries by the use of shock absorbing insoles: *American J. of Sports Medicine* 18: 636-639, 1990.

SOHN R.S., MICHELI L.J.: The effect of running on the pathogenesis od osteoarthritis of the hips and knees. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 16, 150, 1984.

STACOFF A.: The kinematics of running barefoot e with shoes, *Proceedings: Second IOC World Congress on Sports Sciences*, Barcellona, 1991.

STANISH WD: Overuse Injuries in Athletes: a prospective. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 16: 1-7, 1984.

TJOUROUDIS N., CASINI G., SAGGINI R.: Trattamento riabilitativo della fascite plantare; *Atti Congresso Nazionale AN-SMS Università Chieti, Gubbio*, 1992.

VOLOSHIN A., WOSKI: Shock absorbing capacity of the human knee: *Proceedings of the Conference to the Canadian Society for Biomechanics on Human locomotion*, London, Ontario 104-105, 1980

*Indirizzo dell'Autore:
 Nikos Tjouroudis
 Viale F. Redi, 49
 Firenze*