

ARTIGO DE REVISÃO

ANATOMIA FUNCIONAL E BIOMECÂNICA DAS ARTICULAÇÕES DO TORNOZELO, SUBTALAR E MÉDIO-TÁRSICA

*Luci Fuscaldi Teixeira**, *Sandra Jean Olney***

TEIXEIRA, L.F., OLNEY, S.J. Anatomia funcional e biomecânica das articulações do tornozelo, subtalar e médio-társica. *Rev. Fisioter. Univ. São Paulo.*, v. 4, n. 2, p. 50-65, jul. / dez., 1997.

RESUMO: O estudo apresenta uma revisão da anatomia funcional do tornozelo e pé, fornecendo bases para melhor compreensão de sua ação conjunta.

DESCRITORES: Biomecânica. Articulação do tornozelo, anatomia e histologia. Articulação társica, anatomia e histologia.

INTRODUÇÃO

Os ossos do pé são tradicionalmente divididos em três segmentos funcionais. O retropé ou segmento posterior inclui o tálus e o calcâneo, o médio pé ou segmento intermediário inclui o navicular, o cubóide e os três cuneiformes e o antepé ou segmento anterior, que é composto pelos cinco metatarsais e pelas falanges²¹.

Ao contrário de outras articulações, que atendem exclusivamente a demandas de mobilidade ou de estabilidade, o pé e o tornozelo formam um complexo articular que atende a ambas as demandas, sendo algumas vezes móvel e outras vezes estável²⁸. O complexo articular do tornozelo e do pé atende a essas demandas, proporcionando uma base estável de suporte para o corpo, numa variedade de posições de suporte de peso, de forma a não

* Msc, School of Rehabilitation Therapy, Queens University, Kingston, Ontario, Canadá.

** PhD, School of Rehabilitation Therapy, Queens University, Kingston, Ontario, Canadá.

Endereço para correspondência: Luci Fuscaldi Teixeira, School of Rehabilitation Therapy, Queens University, Kingston, Ontario, Canada, K7L 3N6.

envolver atividade muscular e gasto energético indevidos e, ao mesmo tempo, agindo como uma alavanca fixa, para propulsionar efetivamente o corpo durante a marcha²¹. Os requisitos de estabilidade podem ser contrapostos com as demandas de mobilidade, ao amortecer as rotações impostas pelas articulações proximais, sendo flexível o suficiente para absorver os impactos do peso corporal, durante o choque do calcanhar, permitindo que o pé se adapte a variados tipos de terrenos^{14,21}.

Este artigo apresenta uma revisão da anatomia do tornozelo e do pé, proporcionando uma base para uma melhor compreensão dessa dualidade de função.

ARTICULAÇÕES DO TORNOZELO

O tornozelo, ou articulação talo-crural, composto pelas articulações tibiotalar e tibiofibular, é classificado como uma articulação sinovial em gínglimo^{12,14,17,21,25,28,32,41} e apresenta uma estabilidade inerente, devido a sua arquitetura óssea e à presença dos ligamentos colaterais, da cápsula articular e da porção distal da membrana interóssea^{10,12}.

Superfícies articulares

O tornozelo consiste de um encaixe ósseo adequado, entre o tálus e a tibia medialmente, e entre o tálus e a fibula lateralmente.

Proximalmente, a articulação é composta pela parte distal da tibia e pelos maléolos tibial e fibular. Essas três facetas formam uma superfície articular côncava, que se prolonga mais distalmente do lado fibular e da borda posterior da tibia¹⁴. As estruturas da porção distal da tibia e dos maléolos são referidas como um encaixe perfeito^{21,25}, o que é responsável pela maior fonte de estabilidade da articulação do tornozelo¹².

Distalmente a articulação é formada pelo corpo do talus com suas três facetas articulares: uma faceta lateral grande, uma faceta medial pequena e uma faceta superior ou troclear^{21,28,41}. A superfície superior do tálus

(tróclea) é convexa no sentido ântero-posterior e convexa-côncavo-convexa de medial para lateral. A superfície medial é ligeiramente côncava. Essas superfícies se articulam com áreas moldadas da tibia. A porção lateral do tálus é relativamente plana e articula-se com a superfície articular da parte distal da fibula^{28,41}. Proximalmente a parte anterior da tróclea é discretamente mais larga (4-6 mm), dando a ela um formato de cunha^{8,21,22,36,41}. Assim, a largura entre os maléolos é maior anteriormente³⁶, resultando num encaixe seguro entre a tróclea e os maléolos.

A articulação tibiofibular distal é classificada como uma sindesmose entre a faceta côncava da tibia e a faceta convexa da fibula, sendo considerada por alguns autores como parte da articulação do tornozelo^{8,10,12}. NORKIN e LEVANGIE²¹ a reconhecem como uma articulação distinta, mas que age, quase que exclusivamente, apoiando os movimentos do tornozelo.

Estabilidade

A estabilidade do tornozelo durante a fase de suporte de peso, depende de vários fatores, tais como configuração óssea, integridade e orientação dos ligamentos e da posição da articulação no momento do impacto^{7,8,37}. O máximo contato entre as superfícies articulares ocorre em flexão (posição de máxima congruência articular), que corresponde à posição mais estável do tornozelo^{4,8,10,14,31,41}. A estabilidade látero-lateral é proporcionada pelos maléolos e seus ligamentos, ao passo que a estabilidade no plano sagital depende exclusivamente do sistema ligamentar. O sistema musculotendíneo adjacente desempenha um papel muito pequeno na estabilidade articular^{2,10}. As principais estruturas ligamentares que proporcionam estabilidade ao tornozelo incluem a porção distal da membrana interóssea, o ligamento deltóide medialmente e os ligamentos talofibulares anterior e posterior e calcâneo fibular, lateralmente^{12,15}. Estudos recentes têm constatado o papel do retináculo

inferior dos músculos extensores (RIME) na estabilização lateral do tornozelo^{5,6,11}. Apesar da anatomia do RIME ser extremamente variável, esses autores observam que ele apresenta pelo menos uma faixa de fibras localizada paralelamente ao ligamento calcâneo fibular e que ambos atingem um comprimento máximo na posição de flexão. Portanto, existe uma clara evidência de que o RIME serve como a principal barreira, para deter a instabilidade lateral na posição de flexão.

O ligamento deltoíde, também chamado de ligamento colateral medial (LCM), é um ligamento extremamente forte em forma de leque. Ele origina-se nas margens do maléolo medial e insere-se anteriormente no navicular e póstero-distalmente no tálus e no calcâneo^{14,15,21,25,41}. É consenso na literatura que esse ligamento é adequado para proporcionar estabilidade medial à articulação. Ele não só atua, controlando os impactos sobre o compartimento medial, como também, impedindo movimentos em amplitudes extremas.

Os ligamentos laterais, que incluem os ligamentos talofibulares anterior e posterior e o ligamento calcâneo fibular, são mais fracos e mais propensos a lesões do que o ligamento medial. Esses ligamentos ajudam a deter impactos mediais e a impedir movimentos em amplitudes extremas²¹. A capacidade desses ligamentos de controlar movimentos como flexão ou extensão e inclinação ou rotação talar, depende da posição da articulação do tornozelo^{21,31}. O ligamento talofibular anterior (LTFA) estende-se ântero-medialmente da margem anterior do maléolo fibular ao colo do tálus^{3,14,25,35,41}, sendo responsável pela estabilidade anterior na posição de apoio na ponta dos pés, por se encontrar tenso na posição de extensão e relaxado em flexão^{19,25,31,35}. Conseqüentemente, ele limita o deslocamento posterior da tibia e resiste à inclinação talar lateral³¹.

O ligamento talofibular posterior (LTFP) tem um percurso quase horizontal, estendendo-se da porção distal da fossa maleolar lateral ao tubérculo lateral do processo poste-

rior do tálus^{35,41}. Alguns autores observaram que ele apresenta-se tenso apenas na posição de flexão máxima e, portanto, limita a amplitude de flexão e o deslocamento anterior da tibia^{3,25,31}.

O ligamento calcâneo-fibular (LCF) é um ligamento biarticular pelo fato de cruzar tanto a articulação do tornozelo quanto a subtalar. Ele estende-se do maléolo lateral ao tubérculo localizado na face lateral do calcâneo^{14,19,25,41}, encontrando-se tenso em flexão e relaxado nas posições de extensão e inversão^{3,19,25,31}.

O ângulo entre o LCF e LTFA tem sido quantificado em grande escala e é aproximadamente 90° no plano sagital¹⁹, apesar de haver uma considerável variação relatada na literatura (70° to 140°). No momento que o tornozelo avança da posição de flexão para extensão, o LCF perde a sua capacidade de resistir à inclinação talar. Para STIHEL³⁶ o LTFA limita a inclinação talar durante o movimento, mas apresenta maior deficiência na posição de extensão. Em outras palavras, a inclinação talar é limitada nas posições neutra e de extensão pelo LTFA e na posição de flexão pelos LCF, LTFP e RIME. Quando a sobrecarga axial aumenta, o contato entre as superfícies articulares desempenha um papel crucial na estabilidade rotacional do tornozelo^{4,5,7,37}, todavia, na posição sem carga o contato entre as superfícies articulares não desempenha papel relevante. Como relatado por DONATELLI⁸, o LCL é responsável por 87% da resistência à inversão enquanto o ligamento deltoíde é responsável por 83% da estabilidade durante a eversão.

Eixo de Movimento

Como ilustrado na Figura 1, o eixo empírico da articulação do tornozelo passa ligeiramente distal às extremidades dos maléolo-los^{17,19,22,23,31,33,36}. Porém, o maléolo fibular prolonga-se mais distalmente que o maléolo tibial e localiza-se mais posteriormente. Essa posição posteriorizada é devida à torção normal da extremidade distal da tibia com relação a sua parte proximal^{14,21}.

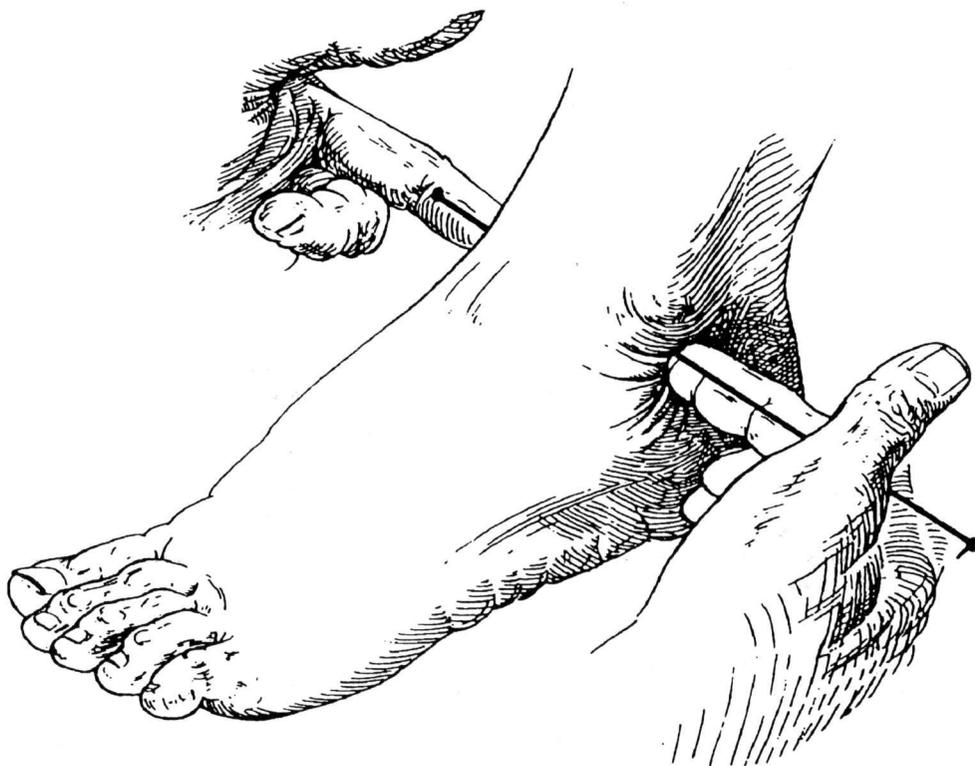


FIGURA 1 - ESTIMATIVA DO EIXO EMPÍRICO DA ARTICULAÇÃO DO TORNOZELO ATRAVÉS DA PALPAÇÃO DA EXTREMIDADE DISTAL DOS MALÉOLOS.

Fonte: Adaptado de MANN¹⁹

O eixo para flexão é orientado numa direção infero-lateral, enquanto o eixo para extensão é orientado no sentido inferomedial. (Figura 2)

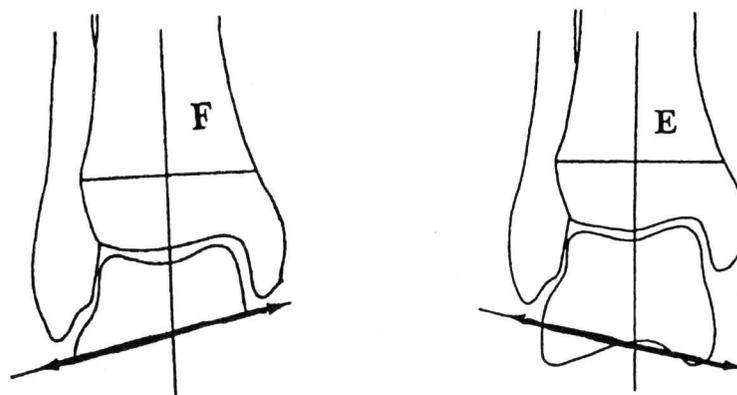


FIGURA 2 - EIXO DOS MOVIMENTOS DE FLEXÃO (F) E DE EXTENSÃO (E).

Fonte: Adaptado de SARRAFIAN³¹

O eixo é inclinado infero-lateralmente no plano frontal e rodado póstero-lateralmente no plano transverso^{8,17,22,31}. Devido ao fato dos perfis medial e lateral do tálus apresentarem diferentes curvaturas, a inclinação do eixo não é fixa, mas muda continuamente durante o arco de movimento^{4,10,17,18,27,39}, permitindo um movimento discreto que se assemelha aos movimentos de inversão na posição de máxima extensão, e de eversão na posição de máxima flexão. Todavia, esses movimentos de inversão/eversão não são considerados movimentos verdadeiros.

Os movimentos triplanares de supinação e pronação ocorrem na articulação do tornozelo devido à obliquidade dos eixos em relação aos planos corporais^{8,23,33,39}. O movimento principal da articulação do tornozelo consiste de flexão e extensão no plano sagital. Os movimentos menores são abdução, eversão e pronação associados com flexão e adução, inversão e supinação associados com extensão^{19,22,31,32}. A amplitude de flexo-extensão é variável^{1,18,24,27,33}, sendo a metodologia utilizada responsável por algumas discrepâncias relatadas. A amplitude aceita em geral é de 10-20° para flexão e uma amplitude mais variável para extensão (30-60°), partindo da posição neutra.

ARTICULAÇÃO SUBTALAR

A articulação subtalar, um complexo de duas articulações distintas orientadas obliquamente uma em relação à outra²⁴, é responsável pela conversão das forças rotatórias do membro inferior. Sua mecânica determina o grau de movimento das articulações médio-társicas e do antepé⁸.

Superfícies Articulares

A articulação subtalar é composta por duas superfícies articulares. Posteriormente, o calcâneo apresenta uma protusão condilar, na qual a porção correspondente do tálus desliza. Anteriormente, a relação é oposta. A cabeça do tálus atua como uma protusão condilar e as facetas da borda anterior do sustentáculo do tálus giram sob o tálus²⁴. O sustentáculo

do tálus corresponde à face ântero-medial do calcâneo que proporciona suporte para a cabeça e o colo do tálus^{8,15,28,41}.

Estabilidade

A articulação subtalar é estável devido ao suporte ligamentar forte e amplo^{13,21}. A literatura é confusa ao descrever a nomenclatura das estruturas ligamentares. DONATELLI⁸ divide as estruturas ligamentares em camadas superficial e profunda. A camada superficial inclui os ligamentos talocalcanhais lateral e posterior. A camada profunda forma uma muralha que divide a articulação subtalar e inclui os ligamentos interósseo, talocalcâneo anterior, e axial. HARPER¹³, após uma dissecação de 10 extremidades inferiores, classificou as estruturas ligamentares em 3 grupos: superficial, intermediário e profundo, acrescentando a camada superficial do retináculo extensor inferior (REI). STEPHENS e SAMMARGO³⁵ relatam que os principais colaboradores, na estabilidade da subtalar, incluem também o REI nas posições neutra e em flexão, e o LCF, o ligamento fibulo-talocalcanhar e os ligamentos talocalcâneo anterior e interósseo em todas as posições.

O ligamento do canal do tarso, que se estende oblíqua e lateralmente do sulco do tálus ao sulco do calcâneo⁴¹, é considerado a formação ligamentar mais importante. O mesmo denominado talocalcâneo interósseo, e algumas vezes referido como ligamento cruzado do tálus, divide a articulação subtalar em anterior e posterior, sendo o principal responsável pela limitação da eversão²⁴.

O ligamento talocalcâneo anterior localiza-se dentro do canal do tarso lateralmente ao ligamento interósseo. Ele se estende do colo do calcâneo ao colo do tálus, encontrando-se tenso na posição de inversão^{13,21,41}. Os ligamentos talocalcanhais medial e lateral também cruzam a articulação subtalar, proporcionando-lhe algum suporte⁴¹.

Em conclusão, ossos e tecidos moles proporcionam estabilidade à articulação subtalar. O movimento de inversão é limitado pelos ligamentos talocalcâneo anterior e calcâneo-

fibular, pelos músculos fibulares e pelo sustentáculo do tálus. A eversão é limitada pelos ligamentos talocalcâneo anterior e deltóide, pelo processo lateral do tálus que se choca contra o sinus tarsal e pelos tendões dos músculos tibial posterior e flexor longo dos dedos^{13,21}.

Eixo de Movimento

É consenso que o movimento entre o tálus e o calcâneo ocorre ao redor de um eixo oblíquo. Estudos relatam médias de inclinação diferentes para o eixo e demonstram também grandes variações entre indivíduos normais. Como ilustrado na Figura 3, o eixo estende-se ântero medialmente do colo do

tálus ao aspecto póstero-lateral do calcâneo. Em média, a inclinação superior é de 42°, enquanto que o ângulo medial é de 16 a 23°^{8, 12, 19, 21, 23, 24, 30}, sendo o movimento perpendicular ao eixo. A articulação subtalar é considerada uma articulação uniaxial, permitindo 1 grau de liberdade de movimento: pronação/supinação. Devido ao fato do eixo ser oblíquo, com relação aos 3 planos corporais, o movimento é triplanar, isto é, o movimento de pronação é acompanhado de flexão, abdução e eversão; e o movimento de supinação é acompanhado de extensão, adução e inversão^{8, 22, 23, 32, 39}. Todavia, esses movimentos combinados ocorrem, simultaneamente, sendo impossível isolá-los.

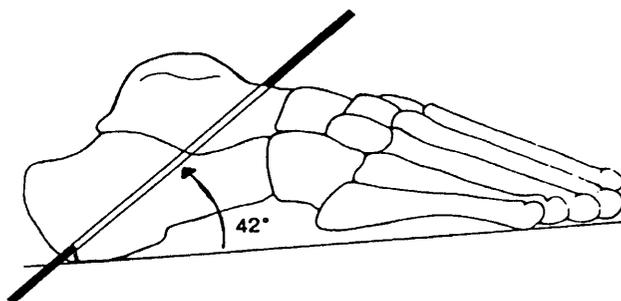


FIGURA 3 - EIXO DE MOVIMENTO DA ARTICULAÇÃO SUBTALAR: 42 GRAUS DA POSIÇÃO HORIZONTAL.

Fonte: Adaptado de DONATELLI⁸

Pelo fato do eixo da articulação subtalar estar situado numa posição intermediária entre longitudinal e vertical, os componentes dos movimentos de eversão/inversão e abdução/adução têm quase o mesmo grau. O eixo é inclinado ligeiramente em direção ao plano frontal, permitindo apenas um grau discreto de flexão/extensão²¹. À medida que o eixo assume uma posição mais horizontalizada, os movimentos de inversão/eversão predominam e à medida que ele se torna mais vertical, há um predomínio dos movimentos de abdução/adução³⁶.

Pelo fato dos movimentos de pronação e supinação de subtalar serem movimentos combinados, eles são medidos clinicamente pelo grau de eversão e inversão. A proporção entre inversão: eversão é descrita como sendo 2:3 à 1:3, isto é, 20° de inversão para 10° de eversão^{8, 21, 23, 38}.

A posição neutra é descrita como sendo 2/3 de inversão e 1/3 de eversão^{8, 38}. (Figura 4)

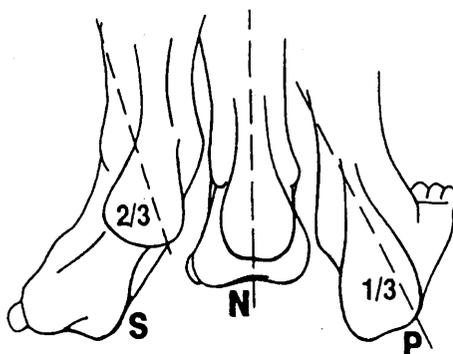


FIGURA 4 - VISTA POSTERIOR DO TORNOZELO NAS POSIÇÕES DE SUPINAÇÃO (S), NEUTRA (N) E DE PRONAÇÃO (P).

Fonte: Adaptado de DONATELLI⁸

A partir dessa posição, o movimento de inversão é duas vezes maior que o movimento de eversão³⁸. Para permitir o grau necessário de pronação e supinação durante a fase de suporte da marcha, a articulação subtalar necessita funcionar o mais próximo possível na posição neutra⁸.

É importante observar que não existem músculos que atendam exclusivamente a articulação subtalar, uma vez que não existem músculos que se originem no tálus e insiram no calcâneo. Portanto, movimentos voluntários de retopé são em grande parte determinados por músculos, cujos tendões cruzam as articulações talo-cruval, subtalar e médio-társicas e atuam indiretamente nos movimentos da articulação subtalar³⁶.

ARTICULAÇÃO MÉDIO-TÁRSICA

A articulação médio-társica, também denominada transversa do tarso ou de Chopart, funciona como uma conexão entre o retopé e o antepé^{8,12,22,23,30}. Cada articulação apresenta algum movimento independente mas, do ponto de vista funcional, considera-se que elas funcionem juntas¹⁹.

Superfícies Articulares

A articulação talonavicular é classificada como uma articulação condilar e consiste da cabeça convexa do tálus em contato com a superfície côncava do osso navicular^{22,28}. A articulação calcaneocubóidea é classificada como selar^{7,22,31}. Os ossos navicular e cubóide articulam-se de tal forma que permitem movimentos muito discretos e portanto são considerados como um segmento único^{8,12,23}. Essa configuração resulta numa linha articular em forma de S, que passa horizontalmente sobre o pé, dividindo o retopé do mediopé e antepé^{21,28}.

Estabilidade

A estabilidade da médio-társica é determinada pela tensão dos ligamentos, pelo bloqueio ósseomedial e lateral, e pela tensão

visco-elástica desenvolvida pelos tendões adjacentes associada com o grau de contração muscular³¹. Ambas articulações apresentam congruência máxima na posição de pronação³¹. Vários ligamentos proporcionam suporte exclusivo a esse complexo articular. A articulação calcâneo cubóidea tem a sua própria cápsula, a qual é reforçada pela porção lateral do ligamento bifurcado, pelo ligamento calcâneo-cubóide e pelos ligamentos plantares longo e curto. O ligamento plantar longo é considerado o mais importante, porque ele contribui tanto na estabilidade da articulação médio-társica quanto no suporte do arco longitudinal^{21,28,41}. A estabilidade da articulação talonavicular é dada inferiormente pelo ligamento calcâneo-navicular, medialmente pelo ligamento deltóide e lateralmente pelo ligamento bifurcado. Tanto a musculatura extrínseca como a intrínseca também auxiliam na estabilidade da articulação médio-társica²¹.

Eixo de Movimento

Dois eixos de movimento são descritos para a articulação médio-társica^{8,23,38}. (Figura 5)

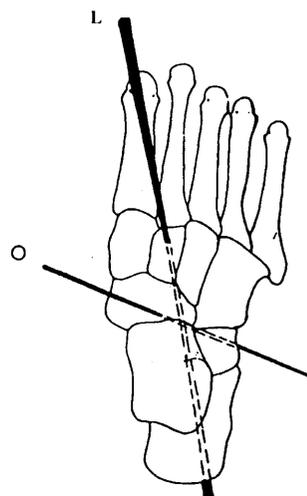


FIGURA 5 - EIXO LONGITUDINAL (L) E OBLÍQUO (O) DA ARTICULAÇÃO MÉDIO-TÁRSICA.

Fonte: Adaptado de DONATELLI⁸

O primeiro eixo é longitudinal e apresenta um ângulo de 15° de inclinação súpero-medial, permitindo os movimentos de inversão e eversão. Clinicamente os movimentos de inversão e eversão podem ser observados durante a elevação e depressão do arco longitudinal medial na posição de suporte de peso^{8,30}. O segundo eixo é oblíquo, apresentando uma inclinação de 52° no plano horizontal e de 57° no plano frontal. O movimento no eixo transversal é uma combinação de flexão com abdução e de extensão com adução. Em supinação, ocorre uma interseção dos dois eixos articulares, reduzindo o potencial de movimento. Por outro lado, em pronação, os eixos se encontram paralelos, permitindo assim uma liberdade maior de movimentos, fazendo com que o pé pronado seja mais flexível e menos estável^{8,17,22,23,38}.

SOBRECARGA ESTÁTICA

Na postura estática relaxada, nenhuma atividade muscular é necessária e portanto os músculos se encontram inativos. Todavia, em posições, nas quais impactos excessivos são aplicados, os músculos entram em ação². Na posição ortostática bilateral, cada tornozelo suporta aproximadamente metade do peso corporal. Se atividade muscular for envolvida para proporcionar equilíbrio, as forças de reação articulares aumentarão em proporção direta com o grau de força muscular utilizado¹⁰.

A distribuição do peso corporal sobre os pés depende do formato dos arcos e da localização da linha de gravidade no dado momento. Em ortostatismo bilateral, cada tálus recebe 50% do peso corporal, enquanto que, em ortostatismo unilateral, o tálus passa a receber 100% do peso corporal. Tanto em apoio unilateral como bilateral, 50% do peso recebido pelo tálus é transmitido através da articulação talar posterior ao calcâneo, enquanto que 50% é transmitido ao antepé através das articulações médio-társicas. Pelo fato da cabeça do tálus estar localizada medialmente, a articulação talonavicular recebe o dobro do peso que a articulação calcaneocubóidea. Assim, na posição

ortostática estática, a distribuição de peso na cabeça dos metatarsais ocorre na proporção de 2:1:1:1:1, a partir do primeiro metatarso. Grande parte do peso transmitido ao calcâneo é parcialmente dissipado pela presença do recheio gorduroso localizado na superfície plantar do calcanhar, que atua como um amortecedor^{21,24}.

A área de suporte de peso da articulação do tornozelo corresponde de 11 a 13 (cm²)³⁴. Estudos sobre forças de contato, em tornozelos normais, demonstram que ocorre uma redução progressiva da área de contato total e um aumento da pressão de contato, quando o tornozelo passa de flexão para extensão^{4,9,20}. DRISCOLL et al.⁹ também observaram que máximas forças de contato, entre as superfícies articulares do tálus e da tibia, localizam-se ântero-lateralmente em flexão, centro-lateralmente na posição neutra e centro-posteriormente em extensão.

O PÉ E O TORNOZELO NA MARCHA

O ciclo de marcha é convencionalmente dividido em duas fases: suporte e balanço. A fase de suporte corresponde a 60% do ciclo e a fase de balanço a 40%^{19,22,31}. Os eventos, nas fases de suporte e de balanço, ocorrem numa ordem de seqüência, a fim de permitirem a transição do peso, uma transferência de energia apropriada e uma progressão de movimento harmoniosa³⁶. A fase de suporte pode ser dividida em três intervalos^{16,19}.

O primeiro intervalo, como ilustrado na Figura 6, ocorre durante aproximadamente os 15% iniciais do ciclo da marcha, que vai do choque do calcanhar ao apoio médio. O impacto, no calcanhar, e a mudança do centro de gravidade, é responsável pelo aumento da força vertical de reação do solo, que excede o peso corporal em 25%.

Caracteristicamente, o primeiro intervalo inicia-se com o tornozelo em extensão e progride em direção à flexão^{19,29,34}.

Os músculos tibial anterior e extensores dos dedos agem para evitar a colisão do antepé com o solo. O tibial anterior desacelera o pé para permitir o contato com o solo através de uma gradual contração excêntrica^{2,22,26,40}.

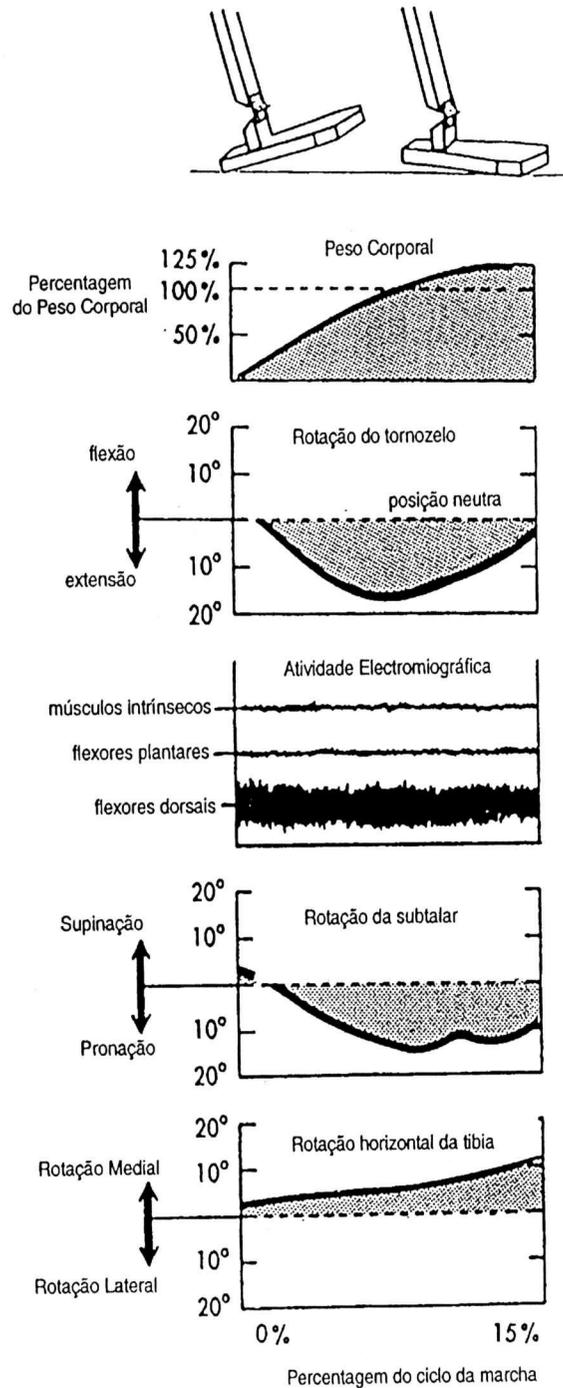


FIGURA 6 - COMBINAÇÃO DE EVENTOS DURANTE O PRIMEIRO INTERVALO DA FASE DE SUPORTE DA MARCHA.

Fonte: Adaptado de MANN¹⁹

No momento em que o pé está recebendo o peso corporal, ocorre pronação devido à articulação subtalar agir como um elo de ligação entre a perna e o pé^{19,36}. A pronação é um mecanismo passivo e parece ser completamente dependente da configuração articular^{16,19,22}. Para MANN¹⁹, por causa da conexão

entre a perna e o pé, os movimentos de pronação e de rotação medial da tibia ocorrem simultaneamente.

O segundo intervalo, como ilustrado na Figura 7, que corresponde entre 15% a 45% do ciclo da marcha, isto é, do apoio médio ao momento que ocorre elevação do tornozelo.

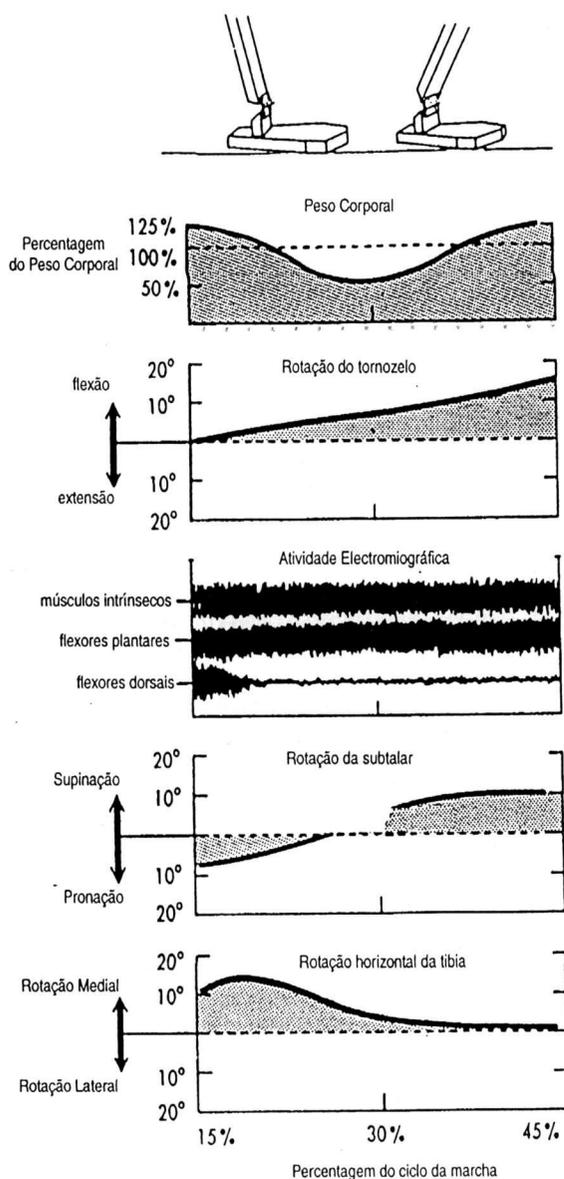


FIGURA 7 - COMBINAÇÃO DE EVENTOS DURANTE O SEGUNDO INTERVALO DA FASE DE SUPORTE DA MARCHA.

Fonte: Adaptado de MANN¹⁹

O centro de gravidade passa sobre o membro de suporte de peso ao 30% do ciclo, e a partir daí começa a cair. Registros de plataforma de força demonstram que o pé, nesse momento, oferece um suporte menor que o peso corporal real (50 à 60% do peso corporal). Esse intervalo é caracterizado por flexão, a qual atinge o máximo em 40% do ciclo da marcha, quando então a extensão inicia^{19,29,34}. Os músculos triceps da perna, fibulares, tibial posterior, flexores longos dos dedos e todos os músculos intrínsecos entram repentinamente em ação. A ação combinada

desses músculos causa inversão e supinação da subtalar¹⁹. Os músculos da panturrilha também agem para controlar o deslocamento anterior da tibia sobre o pé fixo^{2,19,22,29,40}. Com o antepé fixo, o movimento de inversão necessita ser acompanhado de rotação lateral da tibia e esse movimento de inversão sobre o pé fixo transforma o médiopé, até então flexível, numa estrutura rígida^{19,36}. O terceiro intervalo que corresponde entre 45% a 60% do ciclo da marcha vai do final do apoio médio ao momento em que o antepé perde contato com o solo. (Figura 8)

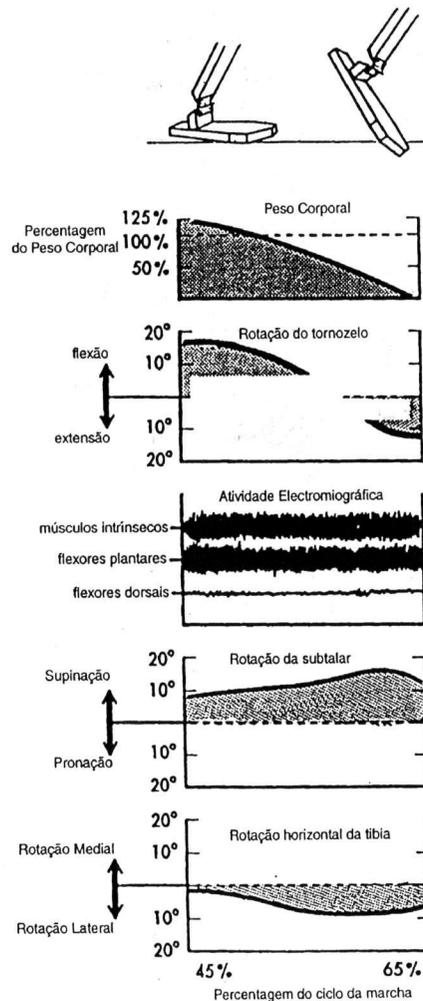


FIGURA 8 - COMBINAÇÃO DE EVENTOS DURANTE O TERCEIRO INTERVALO DA FASE DE SUPORTE DA MARCHA.

Fonte: Adaptado de MANN¹⁹

No início desse intervalo, a sobrecarga sobre o pé excede novamente o peso corporal em aproximadamente 25% e, gradualmente, ocorre um declínio, atingindo zero no momento em que o peso corporal é transferido para o outro membro¹⁹. A extensão ocorre por contração concêntrica do tríceps auxiliada pelos flexores longos dos dedos^{16,19,22,29,36}. Os músculos fibulares e tibial posterior auxiliam tanto na extensão quanto na estabilização da perna sobre o pé. Além disso, o tibial posterior auxilia a musculatura intrínseca da sola do pé, que sozinha não conseguiria inverter o calcâneo e elevar o arco longitudinal¹⁹. Durante esse intervalo, o pé progressivamente supina e a perna continua a rodar lateralmente^{19,36,40}. A ação elástica da aponeurose plantar é importante para auxiliar a musculatura intrín-

seca na inversão do calcâneo e na elevação do arco longitudinal, devido aos seus pontos de inserção no calcâneo e na base das falanges proximais. Como ilustrado na Figura 9, na fase de suporte terminal, quando o peso do corpo passa para a ponta dos pés, o movimento de extensão das articulações metarsofalangianas causa um encurtamento relativo da aponeurose plantar, que por sua vez traciona o calcâneo e conseqüentemente leva à inversão e elevação do arco longitudinal. Durante esse intervalo, o pé, antes uma estrutura um pouco mais flexível, é transformado em um arco completamente rígido^{19,22,29}.

A fase de balanço é caracterizada pelo movimento de flexão do tornozelo, posição neutra da subtalar e contração concêntrica do tibial anterior^{2,22,29,36,40}.

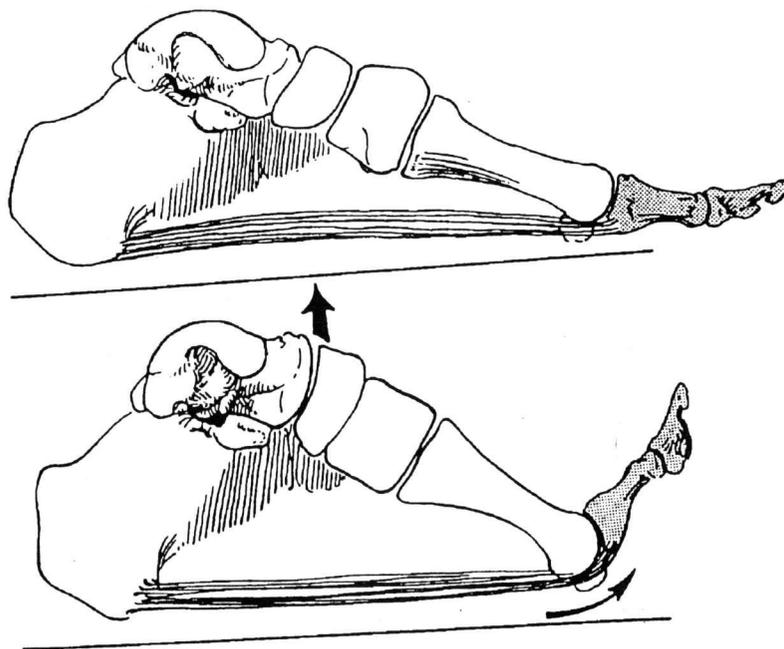


FIGURA 9 - DIAGRAMA DE REPRESENTAÇÃO DA AÇÃO ELÁSTICA DA APONEUROSE PLANTAR
Fonte: Adaptado de MANN¹⁹

Como observado nas articulações do quadril e do joelho, a amplitude de movimento tende a aumentar em proporção direta com a velocidade e a cadência da marcha. O efeito do aumento da velocidade, na magnitude e no pa-

drão do movimento do tornozelo, foi testado por STAUFFER et al.³⁴. Inesperadamente, eles observaram que a magnitudes do movimento do tornozelo, particularmente a extensão, diminuiu com o aumento da cadência. (Figura 10)

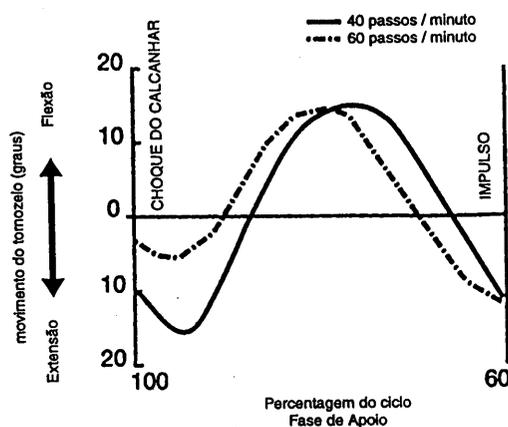


FIGURA 10 - AMPLITUDE DE MOVIMENTO DO TORNOZELO DURANTE A FASE DE APOIO DA MARCHA EM DUAS CADÊNCIAS DIFERENTES.
Fonte: Adaptado de STAUFFER et al.³⁴

CONCLUSÃO

A compreensão da biomecânica funcional do pé e do tornozelo tem aplicações clínicas importantes. O pé necessita ser uma estrutura móvel e suficiente para permitir estabilidade em terrenos irregulares; uma estrutura rígida e suficiente para suportar o peso do corpo em ortostatismo; e necessita ainda permitir que o antepé atue como uma alavanca na propulsão do corpo para frente^{14,36}. Apesar de anatomicamente bastante complexos, o pé e o tornozelo funcionam utilizando simples movimentos em dobradiça. Os eixos de movimento, contudo, são alinhados obliquamente com relação aos planos cardinais corporais, resultando em movimentos uniaxiais e triplanares.

O retopé, mediopé e antepé funcionam como um segmento único. A interdependência e associações entre esses segmentos são estabelecidas através dos músculos e tecidos conjuntivos. As articulações do tornozelo, subtalar e mediotársicas apresentam uma interdependência durante a fase de apoio na marcha. Imediatamente após o choque do calcanhar, o tornozelo estende, causando rotação medial da tibia e adução do tálus. A articulação subtalar prona, produzindo deslocamento anterior do tálus e do navicular. O calcâneo everte, permitindo assim máxima

amplitude de movimento de médio-társica. As superfícies articulares do cubóide e do navicular se encontram mais paralelas, produzindo um pé flexível. Durante o apoio médio, a tibia avança sobre o tálus e os movimentos de rotação lateral de tibia e abdução do tálus acompanham a flexão.

Durante a fase de impulso, a articulação subtalar supina, produzindo um movimento de deslizamento entre o cubóide e o calcâneo, o que proporciona grande estabilidade ao cubóide.

A articulação subtalar desempenha um papel fundamental na conversão de uma estrutura móvel, como o pé tem que ser durante choque do calcanhar, numa estrutura rígida para atender os requisitos necessários à fase de impulso. A subtalar também é importante para proporcionar harmonia à marcha, em superfícies irregulares, absorvendo impactos durante o choque do calcanhar e aumentando a mobilidade do tornozelo, particularmente nos graus extremos de movimento³⁶. A incapacidade do membro inferior de converter essas rotações na articulação subtalar pode causar efeitos prejudiciais a outras articulações da cadeia como as articulações do antepé, mediotársicas e do joelho.

Devido aos eixos de movimentos das articulações do tornozelo, subtalar e médio-társicas apresentarem uma posição oblíqua

9. DRISCOLL, H.L., CHRISTENSEN, J.C., TENCER, A.F. Contact characteristics of the ankle joint - Part I - the normal joint. *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.*, v. 84, n. 10, p. 491-8, 1994.
10. FRANKEL, V.H., NORDIN, M. Biomechanics of the ankle. In: Frankel, V.H., NORDIN, M. *Basic biomechanics of the skeletal system*. Philadelphia: Lea & Febiger, 1980.
11. GEPPERT, M.J., SOBEL, M., BOHNE, W.H.O. Lateral ankle instability as a cause of superior peroneal laxity: an anatomic and biomechanical study of cadaveric feet. *Foot Ankle Int.* v. 14, n. 6, p. 330-4, 1993.
12. GRABINER, M.D. The ankle and the foot. In: RASH, P.J. *Kinesiology and applied anatomy*. 7th ed. Philadelphia: Lea & Febiger, 1989.
13. HARPER, M.C. The lateral ligamentous support of the subtalar joint. *Foot Ankle Int.*, v. 11, n. 6, p. 354-8, 1991.
14. KAPANDJI, I.A. *The physiology of the joints* 5th ed. New York: Churchill Livingstone, 1982.
15. KNEELAND, J.B., DALINKA, M.K. Magnetic resonance imaging of the foot and ankle. *Magn. Reson. Quart.*, v. 8, n. 2, p. 97-115, 1992.
16. KNUTZEN, K., PRICE, A. Lower extremity static and dynamic relationships with rearfoot motion in gait. *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.*, v. 84, n. 4, p. 171-80, 1994.
17. LUNDBERG, A. Kinematic of the ankle and foot. In vivo roentgen stereophotogrammetry. *Act. Orthop. Scand.*, v. 233, p. 1-24, 1989.
18. LUNDBERG, A., SVENSON, O.K., NEMETH, G., SELVIK, G. The axis of rotation of the ankle joint. *J. Bone Joint Surg.*, v. 71-B, n. 1, p. 94-9, 1989.
19. MANN, R.A. *Surgery of the foot*. 5th ed. St. Louis: The C. V. Mosby, 1986.
20. MCKELLOP, H.A., LLINAS, A., SARMIENTO, A. Effects of tibial malalignment on the knee and ankle. *Orthop. Clin. N. Amer.*, v. 25, n. 3, p. 415-23, 1994.
21. NORKIN, C., LEVANGIE, P. *Joint structure and function - a comprehensive analysis* 2nd ed. Philadelphia: F. A. Davis, 1992.
22. NUBER, G.W. Biomechanics of the foot and ankle during gait. *Clin. Sports Med.*, v. 7, n. 1, p. 1-13, 1988.
23. OATIS, C.A. Biomechanics of the foot and ankle under static conditions. *Phys. Ther.*, v. 68, n. 12, p. 1815-21, 1988.
24. PERRY, J. Anatomy and biomechanics of the hindfoot. *Clin. Orthop.*, v. 77, p. 9-15, 1983.
25. PIERRE, R.S., ALLMANN, F., BASSET, F.H., GOLDNER, J.L., FLEMING, L.L. A review of lateral ankle ligamentous reconstruction. *Foot Ankle Int.*, v. 3, n. 2, p. 114-23, 1982.
26. PROCTER, P., Paul, J.P. Ankle joint biomechanics. *J. Biomech.*, v. 15, n. 9, p. 627-34, 1982.
27. RASMUSSEN, O., TOVBORG-JENSEN, I. Mobility of the ankle joint. *Act. Orthop. Scand.*, v. 53, p. 155-60, 1982.
28. RIEGGER, C.L. Anatomy of the ankle and foot. *Phys. Ther.*, v. 68, n. 12, p. 1802-14, 1988.
29. RODGERS, M.M. Dynamic biomechanics of the normal foot and ankle during walking and running. *Phys. Ther.*, v. 68, n. 12, p. 1822-30, 1988.
30. SAMMARCO, G.J. Biomechanics of the foot. In: FRANKEL, V.H. & NORDIN, M. *Basic biomechanics of the skeletal system*. Philadelphia: Lea & Febiger, 1980.
31. SARRAFIAN, S.K. Functional anatomy of the foot and ankle. In: SARRAFIAN, S.K. *Anatomy of the foot and ankle*. Philadelphia: J. B. Lippincott Company, 1983.
32. SCOTT, S.H., WINTER, D.A. Talocrural and talocalcaneal joint kinematics and kinetics during the stance phase of gait. *J. Biomech.*, v. 24, n. 8, p. 743-52, 1991.
33. SINGH, A.K., STARKWEATHER, K.D., HOLLISTER, A.M., JATANA, S., LUPICHUCK, A.G. Kinematics of the ankle: a hinge axis model. *Foot Ankle Int.*, v. 13, n. 8, p. 439-46, 1992.
34. STAUFFER, R.N., CHAO, E.Y. S., BREWSTER, R.C. Force and motion analysis of normal, diseased and prosthetic ankle joints. *Clin. Orthop.*, v. 127, p. 189-96, 1977.

com relação aos 3 planos, cada uma delas apresenta algum componente de movimento em cada plano. O grau de movimento que ocorre em cada plano depende da posição do eixo. Movimentos da subtalar representam verdadeiros movimentos triplanares, pelo fato do seu eixo de movimento se situar numa posição equidistante com relação aos 3 planos de movimento corporais.

Os movimentos triplanares atuam na absorção de impactos, auxiliam na manutação

do equilíbrio, melhoram a eficiência da ação muscular, auxiliam na distribuição normal de forças do membro inferior e ajudam no estabelecimento de uma estrutura estável na fase de impulso, propiciando assim uma propulsão mais eficaz do corpo no espaço⁷.

A médio-társica funcional constitui-se num elo de ligação entre o retropé e o antepé, acrescentando amplitudes de supinação/pronação necessárias e compensando o antepé com relação à posição do retropé.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao CNPQ, que está financiando o curso de doutorado da autora Luci Fuscaldi Teixeira e ao Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais - UFMG.

TEIXEIRA, L.F., OLNEY, S.J. The functional anatomy and biomechanics of the ankle and foot joints. *Rev. Fisioter. Univ. São Paulo.*, v. 4, n. 2, p. 50-65, jul. / dez., 1997.

ABSTRACTS: The study presents a review of the ankle and foot anatomy, giving basis for a better comprehension of this functional duality.

KEY WORDS: Biomechanics. Ankle joint, anatomy and histology. Tarsal joint, anatomy and histology.

REREFÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. BAGGET, B.D., YOUNG, G. Ankle joint dorsiflexion: establishment of a normal range. *J. Am. Podiatric. Med. Assoc.*, v. 83, n. 5, p. 251-4, 1993.
2. BASMAJIAN, J.V., DELUCA, C.J. *Muscles alive: their functions revealed by electromyography*. 5th ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985.
3. BURKS, R.T., MORGAN, J. Anatomy of the lateral ankle ligaments. *Am. J. Sports Med.*, v. 22, n. 1, p. 72-7, 1994.
4. CALHOUN, J.H., LI, F., LEDBETTER, B.R., VIEGAS, S.F. A comprehensive study of pressure distribution in the ankle joint with inversion and eversion. *Foot Ankle Int.* v. 15, n. 3, p. 125-33, 1994.
5. CAWLEY, P.W., FRANCE, P.E. Biomechanics of the lateral ligaments of the ankle: an evaluation of the effects of axial load and single plane motions on ligament strain patterns. *Foot Ankle Int.* v. 12, n. 2, p. 92-9, 1991.
6. DAVIS, W.H., SOBEL, M., DELAND, J., BOHNE, W.H.O., PATEL, M.B. The superior peroneal retinaculum: an anatomic study. *Foot Ankle Int.*, v. 15, n. 5, p. 271-5, 1994.
7. DONATELLI, R. Normal biomechanics of the foot and ankle. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, v. 7, n. 3, p. 91-5, 1985.
8. DONATELLI, R. Normal anatomy and biomechanics. In: Donatelli, R. *The biomechanics of the foot and ankle*. Philadelphia: F. A. Davis Company, 1990.

35. STEPHENS, M.M., SAMMARCO, G.J. The stabilizing role of the lateral ligament complex around the ankle and subtalar joints. *Foot Ankle Int.*, v. 13, n. 3, p. 130-6, 1992.
36. STIEHL, J.B. *Inman's joints of the ankle*. 2nd ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1991.
37. STORMONT, D.M., MORREY, B.F., AN, K., CASS, J.R. Stability of the loaded ankle: relation between articular restraint and primary and secondary static restraints. *Am. J. Sports Med.*, v. 13, n. 5, p. 295-300, 1985.
38. SUBOTNICK, S.I. Biomechanics of the subtalar and midtarsal joints. *J. Am. Podiatr. Assoc.*, v. 65, n. 8, p. 756-64, 1975.
39. WANG, C., HANG, Y., LIU, T. A dynamic study of the ankle-foot complex. *J. Formos. Med. Assoc.*, v. 91, n. 4, p. 432-7, 1992.
40. WHITTLE, M. *Gait analysis - an introduction*. Oxford: Butterworth-Heinemann, 1991.
41. WILLIAMS, P.L., WARWICK, R., DYSON, M. & BANNISTER, L.H. *Gray's anatomy*. 37th ed. New York: Churchill Livingstone, 1989.

Recebido para publicação: 04/08/97

Aceito para publicação: 09/09/97