

Cícero de Araújo Santos

**PROPRIEDADES MECÂNICAS E MORFOLÓGICAS DAS
UNIDADES MÚSCULO TENDÍNEAS DOS MEMBROS
INFERIORES E ECONOMIA DE CORRIDA:
UMA REVISÃO DA LITERATURA**

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da

Universidade Federal de Minas Gerais

2011

Cícero de Araújo Santos

**PROPRIEDADES MECÂNICAS E MORFOLÓGICAS DAS
UNIDADES MÚSCULO TENDÍNEAS DOS MEMBROS
INFERIORES E ECONOMIA DE CORRIDA:
UMA REVISÃO DA LITERATURA**

Monografia apresentada ao Curso de Especialização em Treinamento Esportivo da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Especialista em Treinamento Esportivo.

Área de Concentração: Treinamento Esportivo

Orientador: Prof. Dr. Hans-Joachim Menzel

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da
Universidade Federal de Minas Gerais

2011

Universidade Federal de Minas Gerais

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional

Programa de Pós-Graduação em Ciências do Esporte

Monografia de Especialização intitulada “Propriedades Mecânicas e Morfológicas das Unidades Músculo Tendíneas dos Membros Inferiores e Economia de Corrida: uma revisão da literatura”, de autoria de Cícero de Araújo Santos, aprovada pela banca examinadora constituída pelo seguinte professor:

Prof. Dr. Ronaldo Castro D'Ávila

Belo Horizonte, 1º de julho de 2011

RESUMO

A marcha, mais conhecida como caminhada tem sido estudada continuamente ao longo do tempo através dos processos fisiológicos e biomecânicos que a compreendem. Ao alterarmos a velocidade no qual nos deslocamos, a caminhada passa a ser uma corrida que pode ser executada em diferentes velocidades. A determinação do ponto no qual ocorre a transferência de caminhada para corrida ocorre quando os dois períodos de duplo apoio (durante a marcha), dão lugar a dois períodos de voo onde nenhum dos pés está em contato com o solo. Vários fatores (fisiológicos e biomecânicos) são determinantes do desempenho na corrida e estudá-los pode significar uma melhora significativa de resultados nos diferentes níveis de competição. Atualmente tem se pesquisado muito sobre a economia de corrida (EC). Em termos fisiológicos, a EC refere-se ao volume de oxigênio consumido (VO_2) durante a corrida e é determinada por diversos fatores como sexo, nível de treinamento, saúde, idade, diferentes variáveis fisiológicas, variáveis ambientais e variáveis biomecânicas. Programas de treinamento para corrida de longa distância juntamente com outras formas de treinamento, têm demonstrado melhorar a EC em sujeitos destreinados ou treinados moderadamente. Um tipo específico de treinamento conhecido é o treinamento pliométrico que tem por objetivo provocar adaptações neurais específicas como o aumento da ativação das unidades motoras com menor hipertrofia muscular e também aumentar a força muscular pela melhora da eficiência do ciclo de alongamento-encurtamento (CAE). Portanto, o objetivo desse trabalho foi descrever alguns dos aspectos biomecânicos da corrida e apresentar alguns estudos que já demonstraram que ele pode ser capaz de melhorar a EC mesmo em sujeitos já com alto nível de treinamento. Outro ponto desse trabalho foi analisar alguns estudos que têm sido voltados para as propriedades mecânicas (força máxima de contração muscular; rigidez e força do tendão) e morfológicas (comprimento do tendão; comprimento do fascículo muscular; ângulo de inserção da fibra muscular nas aponeuroses; espessura do músculo) das unidades músculo tendíneas (UMT's) dos membros inferiores que influenciam diretamente o CAE e demonstraram ser alteradas por esse tipo de treinamento e também sofrem influência do processo de envelhecimento.

Palavras chave: economia de corrida. unidades músculo tendíneas. ciclo de alongamento-encurtamento. treinamento pliométrico.

Lista de Abreviações

ATP	Adenosina trifosfato
CAE.....	Ciclo de alongamento-encurtamento
CF	Contato final
CI.....	Contato inicial
EC	Economia de corrida
EC's.....	Elementos contráteis
EES	Elementos elásticos em série
FRS	Forças de reação do solo
La.....	Lactato
[La]	Concentração de lactato
T _{int}	Temperatura interna
UMT's.....	Unidades músculo tendíneas
VE.....	Volume de ejeção
VE ⁻¹	Volume de ventilação por minuto
VO ₂	Volume de oxigênio
VO _{2máx}	Volume máximo de oxigênio

Lista de Figuras

FIGURA 1. Variação dos parâmetros do ciclo de marcha com a variação da velocidade	16
FIGURA 2. Ciclo da caminhada e corrida	17
FIGURA 3. Atividade eletromiográfica muscular do ciclo da marcha	18
FIGURA 4. Alterações na posição das articulações para um ciclo completo de caminhada, corrida e corrida de velocidade	20
FIGURA 5. Plano sagital do movimento do tornozelo, joelho e quadril.....	22
FIGURA 6. Um método representativo de mapeamento da distribuição da pressão plantar	25
FIGURA 7. Esquema típico das Forças de Reação do Solo	25
FIGURA 8. Torques e forças articulares no plano sagital	27
FIGURA 9. Comparação do consumo de oxigênio em $\text{mlO}_2 \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ de dois corredores de 10 km de nível internacional	32
FIGURA 10. Fatores que afetam a economia de corrida	34

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	09
2 OBJETIVO	14
3 A CORRIDA	15
3.1 Aspectos Cinemáticos.....	19
3.1.1 Movimentação no Plano Sagital.....	19
3.1.2 Movimentação no Plano Frontal.....	22
3.1.3 Movimentação no Plano Transverso.....	23
3.2 Aspectos Cinéticos.....	24
3.2.1 Centro de Pressão.....	24
3.2.2 Dados da Plataforma de Força	25
3.2.3 Torques Articulares e Força no Plano Sagital.....	26
3.2.4 Torques Articulares e Força no Plano Frontal	29
4 ECONOMIA DE CORRIDA.....	30
5 PRODUÇÃO DE FORÇA	36
5.1 Fatores que Interferem na Produção de Força	37
5.2 Produção de força e treinamento	39
5.3 Produção de força e envelhecimento	42
6 CONCLUSÃO	44
REFERÊNCIAS.....	45

1 INTRODUÇÃO

O processo de locomoção humana, denominado marcha, tem despertado o interesse do homem há muito tempo. Existem citações de famosos pensadores antigos que, em suas respectivas épocas, já pensavam de como se dava nossa locomoção. Há referências de Aristóteles na Grécia antiga e Leonardo da Vinci nos séculos 15 e 16. No século 17, Newton dá outra visão sobre o assunto ao publicar as suas três leis. No século 19, os irmãos Weber listaram várias hipóteses que explicavam a marcha e a corrida. Porém, o grande avanço ocorreu com Marey através da utilização de novas ferramentas mais sofisticadas para a avaliação da marcha. Na época eles empregaram a fotografia (CAVANAGH, 1990).

Com a melhora da tecnologia, houve também um grande aumento no número de pesquisas nessa área. Principalmente nas décadas de 60 e 70 onde o número de corredores americanos, que praticavam a corrida como forma de lazer e competição, aumentou consideravelmente. Com isso, aumentou-se também o número de lesões que acreditava serem provenientes da prática da corrida. Esse foi outro fator que impulsionou às pesquisas nessa área buscando entender a mecânica da corrida para se tentar minimizar futuras lesões (JAMES e BRUBAKER, 1973).

Basicamente pesquisa-se a marcha, a corrida e a corrida de velocidade também denominada *sprint*. A demarcação do ponto onde ocorre a transferência de marcha para corrida ocorre quando os dois períodos de duplo apoio (durante a marcha), dão lugar a dois períodos de voo onde nenhum dos pés está em contato com o solo.

Nos últimos anos, temos acompanhado o aumento considerável no número de pessoas que optaram pela prática da corrida de rua como atividade física. Esse aumento é influenciado por vários motivos como questões de saúde, controle de peso, estética, social ou, simplesmente, recreacional (SALGADO e CHACON-MIKAHIL, 2006).

A maior parte dessas pessoas pratica a atividade sem o acompanhamento de um profissional especializado ficando, dessa maneira, sem acesso às novas informações disponíveis sobre a prática da corrida de rua. Informações estas que estão em constantes mudanças em decorrência dos estudos desenvolvidos por pesquisadores da área e que poderiam ajudá-las a obterem uma prática mais segura e eficiente.

Um dos fatores que influenciam o desempenho na corrida é a economia de corrida (EC) (CONLEY E KRAHENBUHL, 1980). A economia refere-se ao volume de oxigênio consumido (VO_2) para a realização de uma determinada atividade podendo ser expressa em $ml.kg^{-1}.min^{-1}$ (quando relacionada à velocidade de corrida); $ml.kg^{-1}.m^{-1}$ (quando relacionada ao volume de oxigênio consumido em uma determinada distância) ou $m.ml^{-1}.kg^{-1}$ (distância percorrida por volume de oxigênio consumido) (TURNER *et al.*, 2003).

A EC é determinada por fatores como (1) sexo, (2) nível de treinamento, (3) saúde, (4) idade, (5) diferentes variáveis fisiológicas – frequência cardíaca (FC), volume de ventilação por minuto (VE^{-1}), volume de ejeção (VE), concentração de lactato ([La]) (THOMAS *et al.*, 1995; THOMAS *et al.*, 1999), variação da temperatura interna (T_{int}) (BROOKS *et al.*, 1971a; BROOKS *et al.*, 1971b; MACDOUGALL *et al.*, 1974), e distribuição dos tipos de fibras musculares (KANEKO, 1990; DANIELS e DANIELS, 1992; FRANCH *et al.*, 1998), sendo que alguns desses fatores já demonstraram serem modificados pelo o treinamento –, (6) variáveis ambientais (CHANG e KRAM, 1999) – calor (BAILEY e PATE; 1991; TELFORD *et al.*, 1994; THOMAS *et al.*, 1995; SVEDENHAG, 2000), umidade, tipo de terreno e calçado (FREDRICK, 1983) –, (7) variáveis biomecânicas – antropometria: distribuição das massas segmentares (MYERS e STEUDEL, 1985), peso, gordura e massa corporal (WILLIAMS e CAVANAGH, 1987); aspectos cinemáticos (ANDERSON e TSEH, 1994); comprimento do membro (ANDERSON, 1996) e passada (CAVANAGH e WILLIAMS, 1982); cinéticos: flexibilidade (GLEIM *et al.*, 1990; CRAIB *et al.*, 1996; JONES, 2002), forças de reação do solo (FRS) (KRAM e TAYLOR, 1990; COOKE *et al.*, 1991; FARLEY e MCMAHON, 1992; CHANG e KRAM, 1999; HEISE e MARTIN, 2001; KYRÖLÄINEN *et al.*, 2001) e habilidade do músculo

armazenar e devolver energia elástica através do ciclo de alongamento-encurtamento (CAE) (BAILEY e PATE, 1991; ALEXANDER, 1991; TAYLOR, 1994; ANDERSON, 1996; TURNER *et al.*, 2003; SAUNDERS *et al.*, 2004a).

Programas de treinamento para corrida de longa distância juntamente com outras formas de treinamento, têm demonstrado melhorar a EC em sujeitos destreinados ou treinados moderadamente. Nos sujeitos altamente treinados, uma melhora visível e significativa na EC é difícil de ser obtida devido ao alto nível de treinamento que eles já apresentam. Apesar disso, alguns processos de treinamento já demonstraram alterar significativamente a EC (POLLOCK *et al.*, 1980; DOLGENER, 1982; KRAHENBUHL e PANGRAZI, 1983; DANIELS, 1985).

O efeito do treinamento na altitude é uma variável que possui uma pesquisa bem extensa. Acredita-se que atletas treinando em altitudes elevadas poderiam apresentar melhor desempenho em atividades esportivas ao competirem ao nível do mar (DICK, 1992; WILBER, 1995; LEVINE e STRAY-GUNDERSEN, 1997).

Entretanto, os mecanismos para essa melhora no desempenho ainda não são claros, mas podem incluir mudanças hematológicas como o aumento do número de células vermelhas e adaptações musculares locais (BURTSCHER *et al.*, 1996).

A aclimação a altitude, resultaria, ainda, em adaptações centrais e periféricas que melhoram a distribuição e utilização de oxigênio e que poderiam melhorar a EC nos atletas (BROOKS *et al.*, 1992).

Entretanto, as investigações apresentam dados controversos havendo registros de que a exposição à altitude não alterou o VO_2 submáximo (TELFORD *et al.*, 1996; LEVINE e STRAY-GUNDERSEN, 1997; BAILEY *et al.*, 1998), enquanto que outros apresentaram melhora na EC após várias exposições a momentos de hipóxia (KATAYAMA *et al.*, 2003/2004; SAUNDERS *et al.*, 2004b), ou aclimação a altitude (HOCHACHKA *et al.*, 1991; GREEN *et al.*, 2000; GORE *et al.*, 2001; MACDONALD *et al.*, 2001).

Outros não apresentaram alterações na EC (BROOKS *et al.*, 1991; ROBERTS *et al.*, 1996).

Os mecanismos fisiológicos que poderiam melhorar a EC após a exposição à altitude incluem a diminuição do custo da VE^{-1} , maior envolvimento glicolítico para regeneração de adenosina trifosfato (ATP), maior utilização de carboidrato para fosforilação oxidativa e maior habilidade dos processos de excitação e contração para realização do trabalho com menor custo, já foram abordados por diferentes autores (SALTIN *et al.*, 1995; GRASSI *et al.*, 1996).

O treinamento em altas temperaturas tem sido outro foco de pesquisa. Uma menor T_{int} resultante a partir do treinamento no calor pode melhorar a EC através do aumento da eficiência do trabalho muscular. Essa menor T_{int} associada à magnitude atenuada das respostas termorregulatórias (aumento da VE^{-1} , circulação e sudorese), após a aclimatação ao calor, reduz o custo energético necessário para combater o estresse térmico gerado pelo exercício (SVEDENHAG, 2000).

Além disso, o aumento do volume plasmático e a diminuição da viscosidade do sangue (TELFORD *et al.*, 1994) proporcionam um menor trabalho do miocárdio que é verificado pelo menor valor de frequência cardíaca, resultando em um menor custo metabólico. Estes dois fatores associados, melhoram a EC, pois ajudam a reduzir o dispêndio de energia necessária para o cumprimento da tarefa (THOMAS *et al.*, 1995).

O treinamento de força pode melhorar as características anaeróbicas bem como a habilidade de produzir altas concentrações de lactato ([La]) e a produção de altas taxas de força rápida em curtos períodos de tempo (HOUMARD *et al.*, 1991).

Estudos já demonstraram alterações significativas na EC de sujeitos destreinados (MARCINIK *et al.*, 1991; MCCARTHY *et al.*, 1995) e alterações em sujeitos treinados moderadamente sem grandes variações no $VO_{2máx}$ (JOHNSTON *et al.*, 1997).

Um tipo específico de treinamento de força conhecido é o treinamento pliométrico que tem por objetivo provocar adaptações neurais específicas como o aumento da ativação das unidades motoras com menor hipertrofia muscular (SALE, 1991; HAKKINEN, 1994).

Treinamento pliométrico consiste em aumentar a força muscular pela melhora da eficiência do CAE e ainda atua na rigidez do sistema músculo esquelético através da melhora do armazenamento e utilização da energia elástica (SPURRS *et al.*, 2003). Isso melhora a EC através da produção de mais força pelos músculos sem um aumento proporcional na energia metabólica necessária para gerá-la (PAAVOLAINEN *et al.*, 1999).

Spurrs *et al.* (2003) demonstraram melhora na rigidez e taxa de desenvolvimento de força apoiando, assim, a teoria de que treinamento pliométrico eleva a potência muscular e melhora o armazenamento e retorno da energia elástica produzida durante as contrações musculares.

Apesar de se saber que esses fatores afetam a EC, a pesquisa existente de como manipulá-los para promover uma melhora significativa na EC visando maximizar o desempenho, ainda é escassa (BAILEY e PATE, 1991).

Atualmente, alguns estudos têm sido voltados para as propriedades mecânicas (força máxima de contração muscular; rigidez e força do tendão) e morfológicas (comprimento do tendão; comprimento do fascículo muscular; ângulo de inserção da fibra muscular nas aponeuroses; espessura do músculo) das unidades músculo tendíneas (UMT's) dos membros inferiores para tentar explicar as diferenças de EC em corredores uma vez que a cinética da corrida e fatores fisiológicos não explica totalmente a complexidade da EC (WILLIAMS e CAVANAGH, 1987; MARTIN e MORGAN, 1992; KYRÖLÄINEN *et al.*, 2001).

2 OBJETIVO

Como os aspectos biomecânicos e fisiológicos, não conseguiram explicar totalmente as diferenças encontradas na EC, os pesquisadores resolveram investigar a morfologia muscular e suas propriedades mecânicas das UMT's, em especial os aspectos relacionados à rigidez do tendão, uma vez que este possui uma considerável participação no CAE presente na ação muscular de diferentes modalidades esportivas.

Para isso foram verificados estudos referentes à EC onde foram observados corredores com níveis de treinamento semelhantes, ou diferentes, em várias velocidades de corrida com foco na EC apresentada por cada grupo.

Portanto, o objetivo dessa revisão foi avaliar a literatura existente em relação às propriedades mecânicas e morfológicas das UMT's verificando as diferenças e como elas poderiam influenciar a EC bem como sua treinabilidade.

3 A CORRIDA

O ser humano possui, basicamente, uma forma de locomoção denominada marcha que é mais conhecida como caminhada. Ao contrário do que ocorreu durante o processo evolutivo, onde correr significava a diferença entre a vida e morte, atualmente estamos simplesmente caminhando na maior parte do tempo. A corrida passou a ser uma forma de atividade física para promoção da saúde e qualidade de vida.

O ato de caminhar é realizado em velocidades consideravelmente baixas e possui um padrão de movimento relativamente simples de ser observado. A partir do momento no qual a velocidade do caminhar aumenta, vamos alterando esse padrão de movimento e passamos a correr. A transição da caminhada para a corrida é determinada quando os dois períodos de duplo apoio dão lugar a dois períodos de voo.

Todas as informações apresentadas aqui referentes a análise da corrida, foram baseadas em revisões de literatura produzidas por Novacheck (1998) e Saunders (2004).

Durante a caminhada e corrida em velocidades submáximas, a parte do pé que entra em contato inicial (CI) com o solo ocorre com a parte posterior do pé (calcanhar). Isso é facilmente observado nos corredores de longas distâncias. Se observarmos um corredor de velocidade – ou *sprint* –, veremos que o CI se dá pela parte anterior do pé (ponta do pé).

Além dessa mudança, o aumento de velocidade também muda o tempo de contato do pé com o solo. Esse tempo de contato é maior nos corredores de longas distâncias quando comparados com os corredores de velocidade dentro das referidas modalidades esportivas (FIGURA 1).

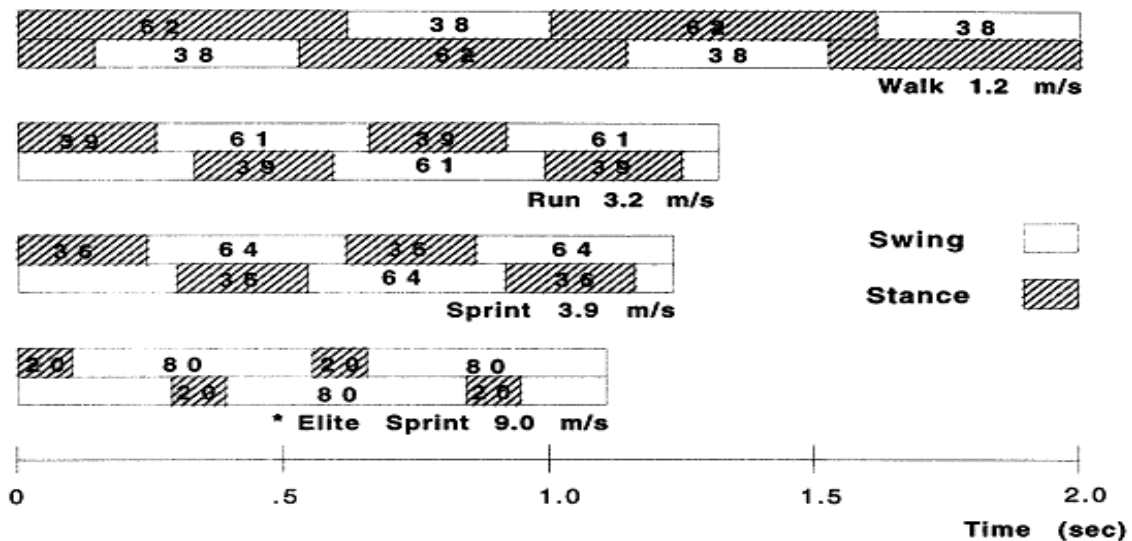


Figura FIGURA 1. Variação de parâmetros do ciclo de marcha com a variação da velocidade. Para cada condição, o gráfico de barras começa no contato inicial à esquerda e representa dois ciclos de marcha completa. Note-se que à medida que a velocidade aumenta, o tempo gasto na fase de balanço (claro) aumenta e o tempo de apoio (sombreado) diminui. Aumenta-se a fase de voo e encurta-se o tempo do ciclo. A informação para este gráfico vem a partir de dados coletados no Motion Analysis Laboratory at Gillette Children's Specialty Healthcare. Walk: caminhada; Run: corrida; Sprint: corrida de velocidade; Swing: balanço; Stance: apoio; Time: tempo em segundos. * Dados dos corredores de elite é de Vaughan (1984) adaptado a partir de Novacheck (1998).

Nas corridas de longa distância, o corredor transporta sua massa dentro de uma velocidade constante, com movimentos ritmados e dentro do metabolismo aeróbico que, praticamente, dita o ritmo da corrida enquanto que para os corredores de velocidade, o objetivo é transportar sua massa por uma determinada distância curta, no menor tempo possível. Entretanto, essa alta velocidade não poderá ser sustentada por muito tempo devido à alta demanda energética que não pode ser suprida pelo metabolismo aeróbico.

Para se analisar a marcha ou as corridas, o fazemos através da análise de ciclos. Um ciclo começa quando um pé faz o CI com o solo e termina quando esse mesmo pé toca o solo novamente.

No instante do CI com o solo, temos início da fase de apoio que irá durar até o momento em que ocorrerá o contato final (CF) para deixar o solo. A partir daí temos a fase de balanço que irá durar até o próximo CI. Essa dinâmica se aplica também para a corrida independente da velocidade.

A fase de apoio é a que gasta o maior tempo dentro de um ciclo quando analisamos a caminhada (cerca de 50% do tempo total do ciclo). Esse maior tempo de contato com o solo, faz com que tenhamos dois momentos de duplo

apoio, ou seja, os dois pés estão em contato com o solo onde um está terminando a fase de apoio e o outro está começando uma nova fase de apoio.

Como dito anteriormente, na corrida não temos duplo apoio. Entretanto, temos dois momentos nos quais os dois pés não estão em contato com o solo que é a fase de voo. Nesse momento dizemos que um pé está iniciando e o outro se preparando para terminar a fase de balanço (OUNPUU, 1990; NOVACHECK, 1995). Nas corridas de velocidade, quanto maior a velocidade, menor será o tempo que no qual o corredor irá iniciar o CF (MANN e HAGY, 1980), isto é, menor será o tempo para se chegar e iniciar a uma nova fase de balanço.

Na corrida existem períodos alternados de aceleração e desaceleração, dentro das fases de apoio e balanço, nos quais ocorrem geração e absorção de forças respectivamente.

Durante o período de absorção, o centro de massa cai de sua altura máxima alcançada na fase de voo e sofre, ainda, uma desaceleração horizontal. Esse período de absorção é dividido pelo CI em apoio de absorção e balanço de absorção (FIGURA 2).

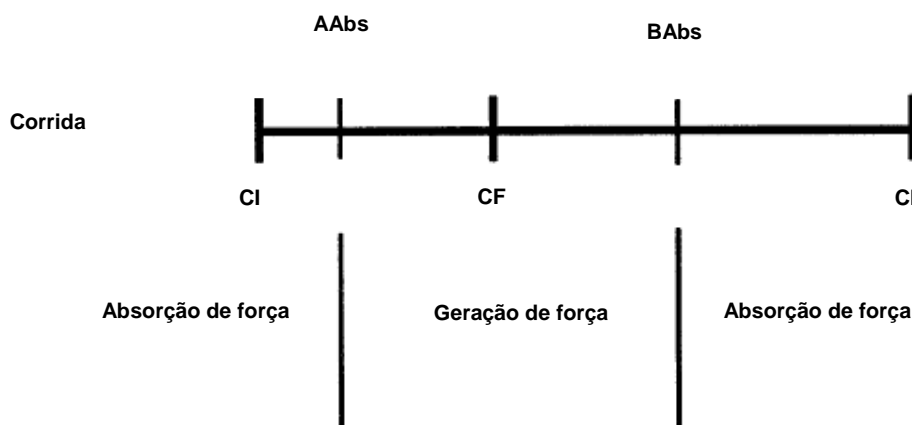


FIGURA 2. Ciclo da caminhada e corrida: CI: contato inicial; CF: contato final; AAbs: período do apoio de absorção (início da inversão das forças na fase de apoio); BAbs: período do balanço de absorção (início da inversão das forças na fase de balanço); Absorção de Força, a partir BAbs através do CI para AAbs; Geração de Força, a partir do AAbs através de CF para o BAbs. Adaptado de Novacheck (1998).

Após o período de absorção, inicia-se o período de geração de força que é dividido pelo CF em apoio de geração de força (com o objetivo de levar o centro de massa para frente e para cima) e balanço de geração de força (onde o membro será empurrado para a fase de balanço após o CF) (Figura 2). Esse processo se repetirá durante toda a execução da corrida.

Essa ordem de eventos não é um consenso entre os pesquisadores. DeVita (1994) propõe que o CF poderia determinar o início do ciclo. Assim a fase de balanço seria anterior à fase de apoio. Para isso ele parte de observações das atividades eletromiográficas dos músculos do membro inferior onde observou uma maior atividade na transição da fase de balanço para a fase de apoio sugerindo que o corpo se prepararia para o contato com o solo (FIGURA 3).

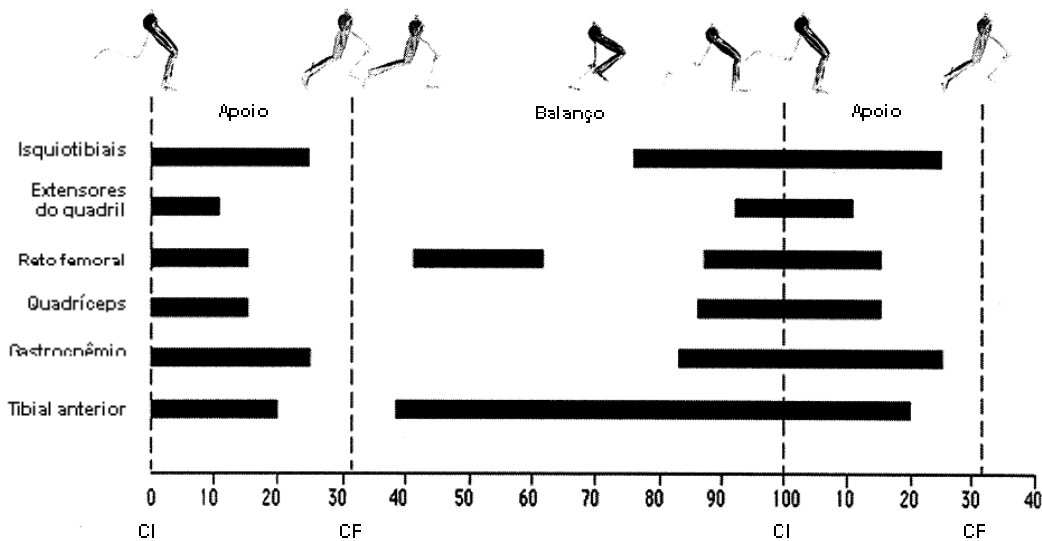


FIGURA 3. A atividade muscular é representada pelas barras sólidas em relação ao ciclo da marcha. Cerca de 1/3 do ciclo da caminhada são retratados em um esforço para visualizar melhor a natureza contínua da caminhada em execução (ao eliminar a divisão artificial causada pelo início e fim do ciclo no contato inicial). Observe o maior número de grupos musculares ativos em todo o tempo de contato inicial (CI) e a falta de ativação muscular no momento do CF. EMG Retirada de Novacheck (1998) que adaptou de Mann e Hagy (1980).

3.1 Aspectos Cinemáticos

Cinemática é a parte da física que estuda os padrões de movimentos que ocorrem em determinado período de tempo, sem a preocupação com as forças atuantes sobre ele. É interessante ainda, a análise do movimento nos três planos anatômicos para que tenhamos um registro tridimensional de suas características. Para as variáveis cinéticas da marcha, podemos expressá-las como percentual do ciclo total ou através do tempo da duração do ciclo.

3.1.1 Movimentação no Plano Sagital

Ao observarmos a marcha no plano sagital, notaremos uma leve flexão que faz com que o centro de massa seja abaixado. Com o aumento da velocidade, há uma maior inclinação do tronco e pelve para frente, abaixando ainda mais o centro de massa visando uma melhor geração de força para realização do movimento.

Apesar dessas alterações do centro de massa, tronco e pelve, esta última tem seus movimentos restritos mesmo em grandes velocidades, visando à conservação de energia e manutenção da eficiência. Prova disso é que não há uma grande variação no padrão de movimento da pelve durante a marcha, corrida ou corrida de velocidade (FIGURA 4).

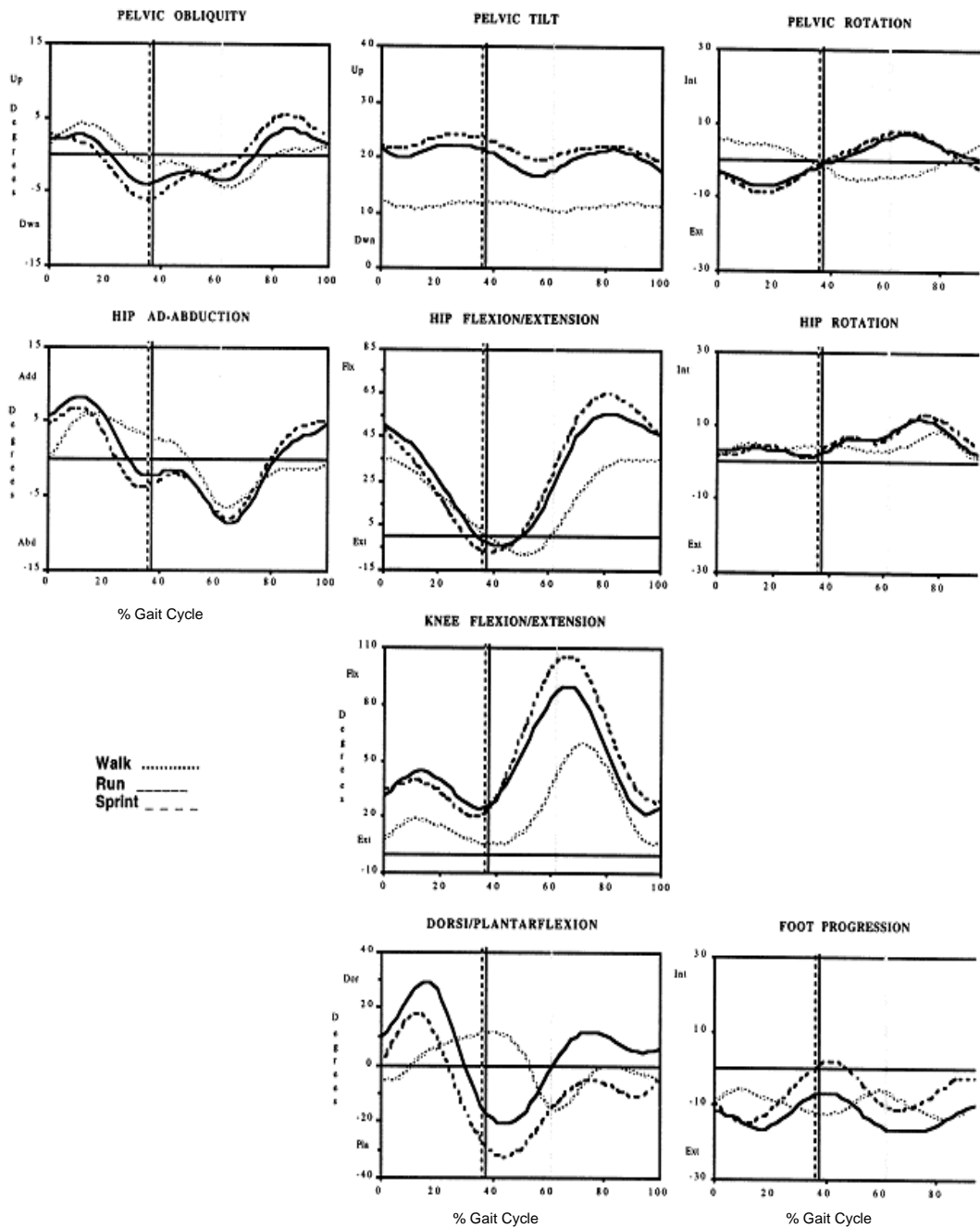


FIGURA 4. Estes gráficos mostram a mudança de posição das articulações para um ciclo completo da caminhada, corrida e corrida de velocidade em todos os três planos. Cada gráfico começa e termina no CI e, portanto, representa um ciclo das três velocidades ao longo do eixo-x. A linha tracejada vertical representa o CF para cada condição. A parte do gráfico à esquerda do CF representa proposta de resolução comum durante a fase de apoio, enquanto o movimento da fase de balanço é representado à direita da linha tracejada. A posição do segmento corporal em graus é representada ao longo do eixo-y. O caminhar é representado pela linha levemente tracejada, a corrida pela linha contínua e a corrida de velocidade pela linha tracejada mais forte. As linhas representam cinquenta pontos de dados (a cada 2% do ciclo da marcha) e representam os dados médios (15 passos) para cada uma das três velocidades. A posição da pelve é expressa em relação ao sistema horizontal e vertical de coordenadas do laboratório. A posição do quadril representa a posição do fêmur colocado em relação à posição da pelve. A flexão-extensão do joelho designa o ângulo entre o fêmur e a tíbia. 0° indica extensão completa (180° entre os eixos do fêmur e a tíbia). Dorsiflexão plantar é a posição do pé em relação à tíbia com um ângulo de 90° a ser representados como ângulo inicial 0°. Pelvic Obliquity: obliquidade pélvica; Pelvic Tilt: inclinação pélvica; Pelvic Rotation: rotação pélvica; Hip Ad-Abduction: adução/abdução do quadril; Hip Flexion/Extension: flexão/extensão do quadril; Hip Rotation: rotação do quadril; Knee Flexion/Extension: flexão/extensão do joelho; Dorsi/Plantarflexion: flexão plantar/dorsal; Foot Progression: progressão do pé; Degrees: graus (°); % Gait Cycle: % do ciclo da marcha; Walk: caminhar; Run: corrida; Sprint: corrida de velocidade. Retirado e adaptado de Novacheck, 1998.

Podemos distinguir, ainda, ações de extensão e flexão máximas durante a caminhada, a corrida e a corrida de velocidade e que o padrão dessas ações são semelhante entre elas. O que altera são os momentos nos quais cada uma acontece nas diferentes velocidades. Para a caminhada, a máxima extensão ocorre antes do CF e a máxima flexão na metade final da fase de balanço. Para a corrida e corrida de velocidade, a extensão máxima de quadril ocorre na hora do CF, ou seja, ela sofre um atraso em relação à caminhada. Com o aumento da velocidade, a flexão máxima do quadril também aumenta levando a um passo de maior comprimento. Esse é o fator responsável pela diferença do momento em que ocorre a extensão máxima do quadril, preparando para o contato com solo.

Assim como o quadril, o padrão de movimento do joelho é similar na caminhada, corrida e corrida de velocidade. O que varia é a quantidade de flexão (medida em graus) que ocorre quando comparamos os mesmos momentos do ciclo nas diferentes velocidades (FIGURA 4).

Com relação ao tornozelo, existe também certo padrão de movimento alternando somente os graus máximos alcançados para flexão dorsal e plantar nas diferentes velocidades de corrida. Entretanto, durante a caminhada, há um atraso no momento do ciclo onde ocorrem ambas as flexões em relação à corrida e corrida de velocidade (FIGURA 5).

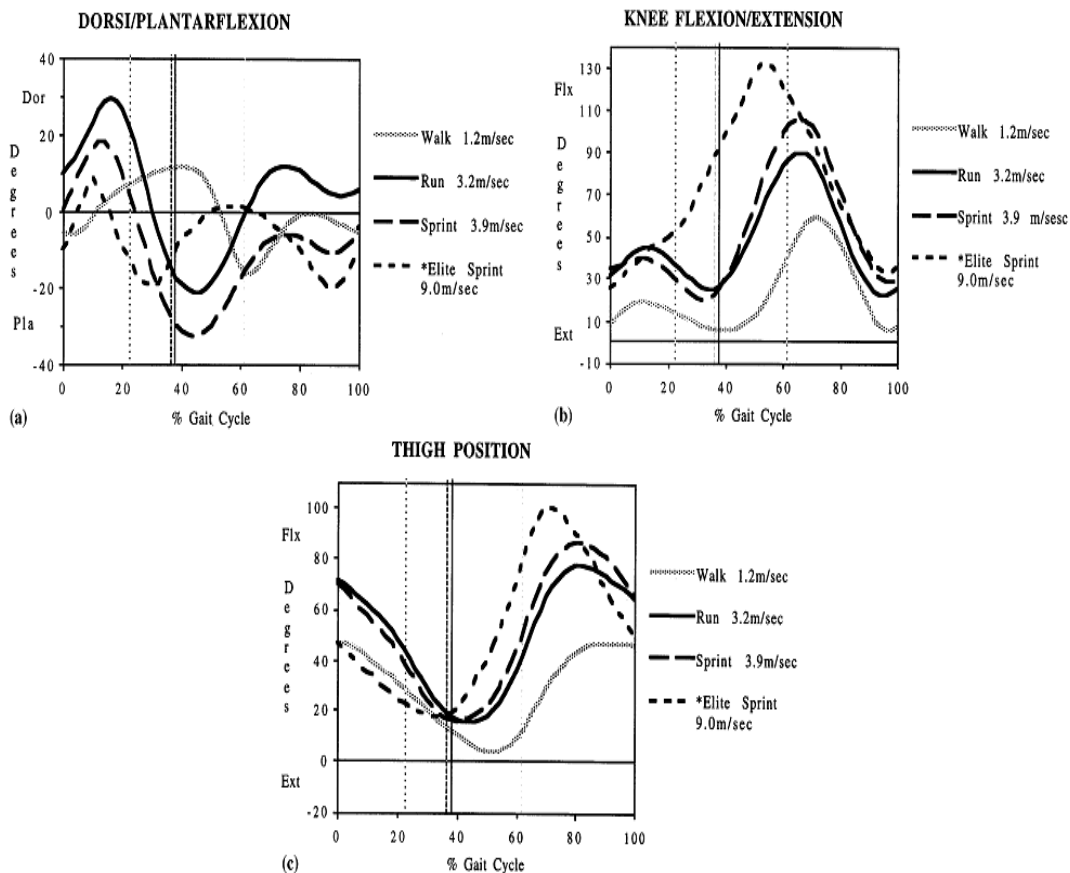


Figura FIGURA 5. Plano sagital do movimento do tornozelo, joelho e quadril. 6a. Movimento do tornozelo: Tempo do CF: Elite Sprint: 22%; Sprint: 37%, Run: 39%, Walk: 62%. Os dados da caminhada, corrida e corrida de velocidade foram coletados no Motion Analysis Laboratory at Gillette Children's Specialty Healthcare e representam dados médios (15 passos) para cada uma das três velocidades. * Dados da elite de corrida foram adaptados de Mann e Hagy (1980) e representa a média de dois velocistas de elite com velocidades semelhantes. Flexão plantar/dorsal é a posição do pé em relação à tibia com um ângulo de 90° correspondendo ao ângulo inicial 0°. 6b. Movimento do joelho: flexão/extensão do joelho mostra o ângulo entre o fêmur e a tibia. 0° indica extensão completa (180° entre os eixos do fêmur e da tibia). 6c. Posição da coxa: indica a posição da coxa em relação ao eixo vertical. A 0° indica que a coxa está em uma posição vertical. Isto é comparável à flexão do quadril: ângulo de extensão representada na Figura 4, exceto que nesse caso, a posição da coxa é colocada em relação à posição da pelve e é, portanto, apresentado como uma flexão de quadril. Dorsi/Plantarflexion: flexão plantar/dorsal; Knee Flexion/Extension: flexão/extensão do joelho; Thigh Position: posição da coxa; Dor: dorsal; Pla: plantar; Flx: flexão; Ext: extensão; Degrees: graus (°); % Gait Cycle: % do ciclo nas diferentes velocidades; Walk: caminhar; Run: corrida; Sprint: corrida de velocidade; Elite Sprint: corredores de velocidade. Retirado e adaptado de Novacheck, 1998.

3.1.2 Movimentação no Plano Frontal

Quando analisamos pelo plano frontal, não verificamos grandes movimentações do corpo quando comparado com o plano sagital. Os movimentos do joelho e tornozelo são limitados pelos ligamentos colaterais. Porém, observa-se um significativo movimento do quadril e quase nenhum da pelve. Nesse plano, o quadril faz uma adução em relação à pelve visando à absorção de choque que são consideráveis durante a corrida e corrida de velocidade.

Durante um ciclo completo da corrida e corrida de velocidade, a pelve cai durante o final da fase de apoio após o CI até o início do voo duplo elevando-se durante a fase de balanço. Esse movimento é alternado durante todos os ciclos. Quanto ao quadril, ele faz uma adução durante a fase de apoio e uma abdução na fase de balanço na caminhada, corrida e corrida de velocidade.

Todo esse movimento combinado da pelve e do quadril tem como objetivo minimizar os movimentos dos ombros e cabeça, estabilização do tronco para manutenção do equilíbrio e a diminuição dos movimentos desnecessários objetivando uma economia de energia durante a caminhada, corrida ou corrida de velocidade.

3.1.3 Movimentação no Plano Transverso

Os movimentos no plano transverso, assim como no plano frontal, possui uma menor magnitude quando comparado ao plano sagital. A função e movimentação da pelve neste plano são bem diferentes na caminhada em relação à corrida e corrida de velocidade.

Na caminhada a pelve faz uma rotação interna a partir do CI visando alcançar um maior comprimento do passo resultando em uma diminuição da velocidade horizontal. Durante a corrida e corrida de velocidade, a rotação interna ocorre na metade da fase de balanço para aumentar o comprimento do passo e, na hora do CI, a pelve faz uma rotação externa para maximizar a força de propulsão horizontal e reduzir a perda de velocidade.

A pronação e supinação dos pés são outros importantes movimentos que podem ser observados nesse plano e que são refletidos nas mudanças dos ângulos durante a progressão dos pés durante a fase de apoio. A pronação ocorre durante o período de absorção enquanto que a supinação no período de geração de força. Nesse momento outras estruturas (ossos e ligamentos) do pé, bem como o músculo tibial posterior, ajudam a controlar esse movimento que é de difícil quantificar biomecanicamente devido as pequenas magnitudes

apresentadas pelos segmentos corporais que são relativamente pequenos e de difícil localização.

3.2 Aspectos Cinéticos

Pensar nas tarefas que o músculo pode realizar foi uma indagação de Winter e Bishop (1992) que elaboraram uma linha inicial para começar a responder de “como” e “por que” o movimento acontece.

Inicialmente eles estabeleceram as seguintes tarefas musculares:

- absorção de choque e controle da queda vertical durante a fase de apoio;
- controle do balanço e postura da parte superior do corpo;
- geração de energia associada à propulsão para cima e para frente;
- controle das mudanças de direção do centro de massa corporal.

3.2.1 Centro de pressão

Cavanagh (1987) observou e mapeou a distribuição da pressão que age sobre os pés com o intuito de avaliar o centro de pressão e encontrou uma variabilidade na distribuição dos valores especialmente entre o calcanhar e o meio do pé, ou seja, no momento do CI e CF. A pressão inicial é geralmente localizada na parte lateral do calcanhar (CI) que é rapidamente transferida para o ante-pé (CF) (FIGURA 6).

Entretanto, as áreas de pressão localizadas em cada momento dos picos de pressão, podem ser alteradas pelo tipo de calçado, porém sem alterar a magnitude das FRS que será apresentada na caminhada, corrida ou corrida de velocidade.

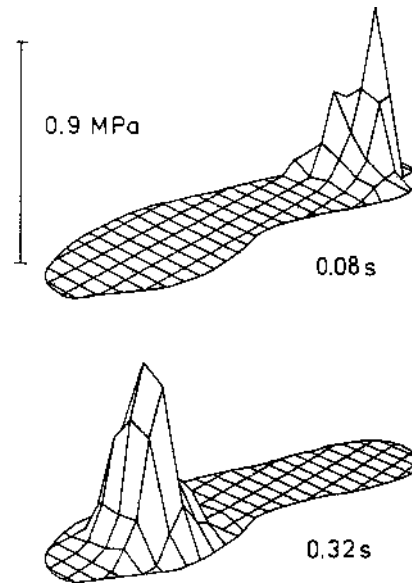


FIGURA 6. Um método representativo de mapeamento da distribuição da pressão plantar. Indicando o tempo decorrido desde o momento do contato inicial realizado pelo calcanhar. Adaptado de Novacheck (1998) a partir de Cavanagh, 1987.

3.2.2 Dados da Plataforma de Força

Essa força representa o componente vertical das FRS analisadas em laboratório em um plano tridimensional que já foi amplamente estudada (CAVANAGH, 1980; VAUGHAN, 1984; MUNRO *et al.*, 1987; ALEXANDER, 1992) (FIGURA 7). A magnitude apresentada por essa força demonstrou ser dependente da velocidade (WILLIAMS *et al.*, 1987).

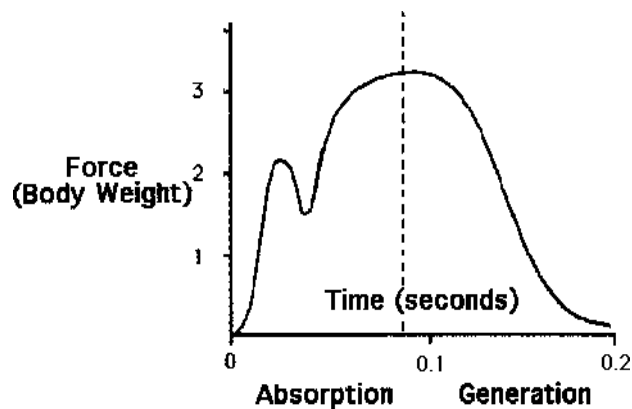


FIGURA 7. Esquema típico das Forças de Reação do Solo (FRS; componente vertical), em um corredor (primeiro contato com calcanhar). O primeiro pico é um pico de força passiva associada com o choque de contato com o solo que é atenuado pelo calcanhar e calçado podendo ser modificada pelas características passivas do solo. É, geralmente, de menor intensidade e menor duração do que o segundo pico devido à força dos músculos ativos (como mostrado neste exemplo). O segundo pico está centrado sobre a posição da fase de absorção (linha tracejada vertical), marcando o fim da desaceleração. (Absorption: absorção) e o início da aceleração (Generation: geração). Force (Body Weight): Força (Peso Corporal); Time: Tempo em segundos. Adaptado de Novacheck, 1998.

3.2.3 Torques Articulares e Força no Plano Sagital

No tornozelo o padrão de movimento apresentado é similar para a caminhada e corrida (FIGURA 8). O CI se dá com o calcanhar e depois o antepé é levado para o solo através de uma contração excêntrica do tibial anterior preparando para a flexão plantar que ocorre entre 5 e 10% do ciclo da caminhada.

Na corrida de velocidade não há momento de dorso flexão inicial uma vez que o CI se dá através do antepé seguido imediatamente pela flexão dorsal e há, ainda, uma maior quantidade de energia total absorvida pelo tornozelo.

Após a absorção, segue-se o período de geração de força que irá fornecer energia para propulsão para cima e para frente na caminhada, corrida e corrida de velocidade.

No joelho o padrão de movimento é similar na corrida e corrida de velocidade. Antes do CI, os isquiotibiais passam a dominar a partir da segunda metade da fase de balanço resultando no torque para flexão do joelho. Este momento controla a rápida extensão do joelho. Durante o encurtamento, após o CI, o quadríceps começa a dominar produzindo o momento de extensão do joelho. Apesar do padrão de movimento similar, as magnitudes desses torques tendem serem maiores na corrida que na corrida de velocidade.

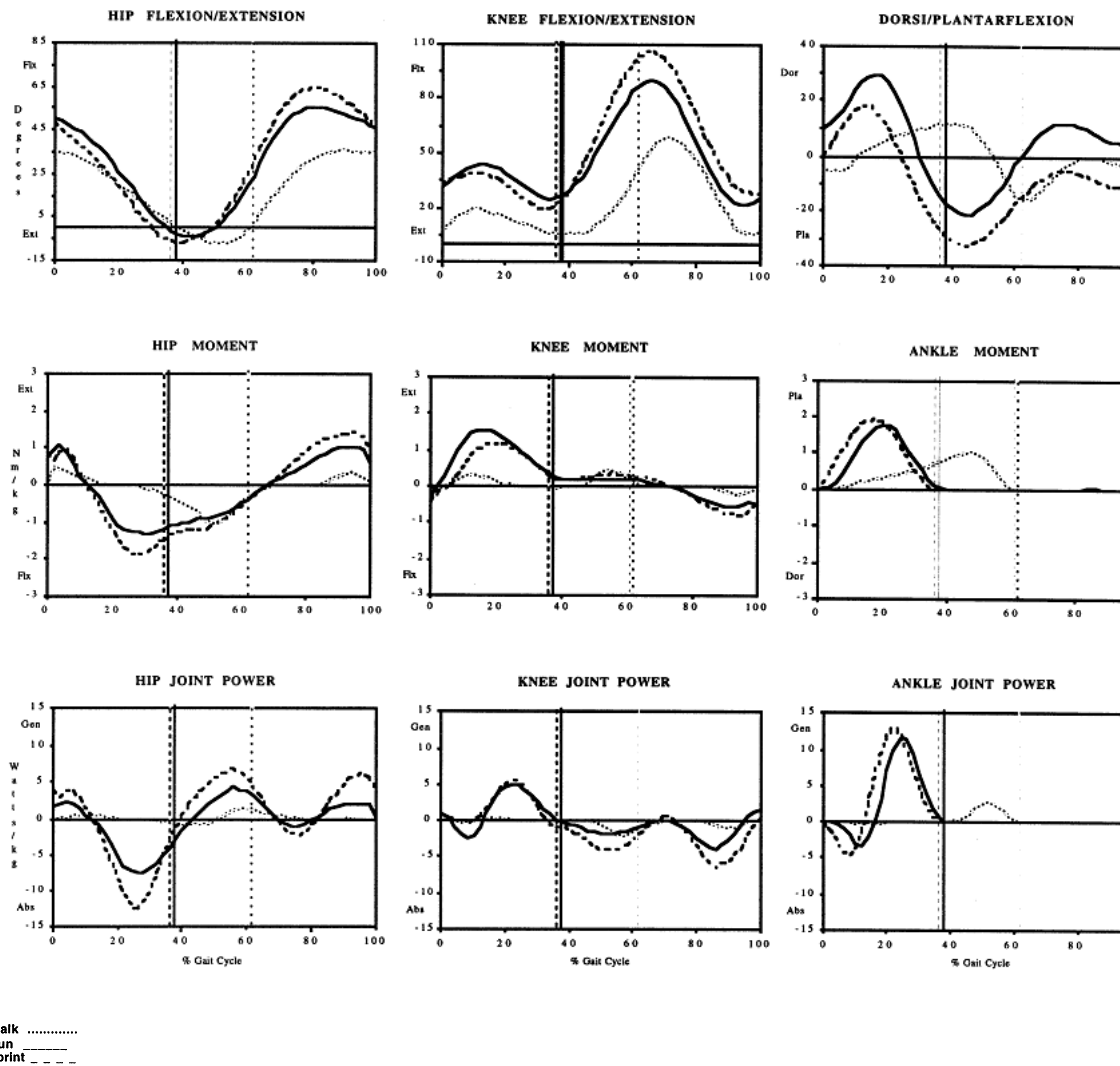


FIGURA 8. Torques e forças articulares no plano sagital. As articulações são organizadas pela coluna. Por conveniência, o mesmo movimento é mostrado em linha. Os torques articulares são mostrados na segunda linha. Na terceira linha, são mostradas as energias onde os períodos de absorção de energia são negativos (desvios abaixo da linha zero), enquanto os períodos de geração de energia são positivos. Os resultados são normalizados dividindo-se pelo peso corporal em kg. Hip Flexion/Extension: flexão/extensão do quadril; Hip Moment: torque do quadril; Hip Joint Power: força articular do quadril; Knee Flexion/Extension: flexão/extensão do joelho; Knee Moment: torque do joelho; Knee Joint Power: força articular do joelho; Dorsi/Plantarflexion: flexão plantar/dorsal; Ankle Moment: torque do tornozelo; Ankle Joint Power: força articular do tornozelo; Ger: geração de força; Abs: absorção de força; Degrees: graus (°); Nm/kg; Watts/kg; % Gait Cycle: % do ciclo da marcha; Walk: caminhar; Run: corrida; Sprint: corrida de velocidade. Retirado e adaptado de Novacheck, 1998.

Durante o CI na corrida, o quadríceps age excentricamente absorvendo a força para minimizar o choque ao contrário da corrida de velocidade onde esse papel é desempenhado pelo tornozelo durante a flexão plantar.

Em ambas as situações, o joelho estende na segunda metade da fase de apoio onde a contração concêntrica e forças são geradas por outros músculos que já atuam sobre a articulação do joelho. Geralmente eles absorvem a força para controlar o movimento durante o balanço da perna. Assim o reto femoral contrai excentricamente para prevenir flexão excessiva de joelho durante o balanço inicial e os isquiotibiais fazem o mesmo tipo de contração para controlar o torque da tíbia e prevenir hiperextensão do joelho no final do balanço.

O padrão de movimento do quadril é similar para todas as condições de locomoção. A extensão do quadril é dominante justamente antes e após o CI ao contrário do que ocorre com os flexores que atuam na segunda metade da fase de apoio e na primeira metade da fase de balanço e ambos são responsáveis em aumentar a geração de força na corrida e corrida de velocidade.

Após o pico de flexão (que ocorre na segunda metade da fase de balanço), ocorre contração concêntrica dos extensores preparando o quadril para o CI e gerando força durante a primeira metade da fase de apoio.

A partir daí, os flexores do quadril passam a dominar e desaceleram a rotação para trás da coxa em preparação para a fase de balanço. Neste período o tendão do iliopsoas é alongado e a energia armazenada é devolvida no momento do CF.

3.2.4 Torques Articulares e Força no Plano Frontal

Neste plano os músculos e ligamentos atuantes tem a função primária de estabilização. Embora seus momentos articulares possuam uma magnitude considerável, ainda assim, a energia gerada e absorvida é menor que no plano sagital (NOVACHECK, 1992; NOVACHECK, 1995).

Durante a fase de apoio, um torque de abdução é gerado pelo glúteo médio. Durante o período de absorção, o quadril faz uma adução devido à queda da FRS medial para o quadril e o torque de abdução do quadril é maior do que o torque de adução externa devido às cargas gravitacionais e de aceleração. Para controlar esse movimento, o glúteo médio contrai excentricamente. Já no período de propulsão, o glúteo médio contrai concentricamente abduzindo o quadril e gerando força.

Para o joelho e tornozelo, torques são gerados, mas pouco movimento ocorre levando a inferir que outras estruturas como ligamentos, as forças de contato, ossos e tendões não geram nem absorver energia significativa.

4 ECONOMIA DE CORRIDA

Para a manutenção das atividades biológicas humanas, é necessário o consumo de uma quantidade de energia mesmo em condições de repouso absoluto.

Essa energia consumida vai variar de indivíduo para indivíduo e pode ser calculada por equipamentos específicos em condições laboratoriais (medida direta através de espirômetro) ou ser inferida a partir de equações já disponíveis na literatura (CARNAVAL, 1984).

À medida que o organismo aumenta seu nível de atividade física, ele vai demandar maiores quantidades de energia para manutenção daquele novo nível de atividade alcançado. Por exemplo, quando dormimos, nossa demanda de energia é mínima, ou seja, ela é o suficiente para a manutenção das atividades vitais do organismo. À medida que despertamos ou mudamos o nível de atividade física – de uma caminhada para a corrida –, muda o esforço praticado e, conseqüentemente, a nossa demanda de energia. Nesse caso ela aumenta.

A partir daí, o organismo irá procurar manter o fornecimento de energia constante para a realização da tarefa através das diferentes vias de produção e fornecimento do trifosfato de adenosina (ATP), que é a molécula responsável por todos os processos que envolvem a produção, armazenamento e fornecimento de energia. Essas vias são classificadas em anaeróbica e aeróbica sendo que a via anaeróbica ainda pode ser classificada em anaeróbica alática e láctica.

Para a corrida de longa distância, a principal via para sua manutenção é a aeróbica cuja característica é a produção de energia através dos processos oxidativos, ou seja, que ocorrem na presença de oxigênio.

A máxima quantidade de energia que a via aeróbica pode fornecer é denominada VO_2 máximo ($VO_{2m\acute{a}x}$) sendo expressa em mililitros de oxigênio

consumidos por quilograma de massa corporal por minuto ($\text{mlO}_2 \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$) e é calculada através de um teste de esforço máximo.

Para os corredores de longa distância, um alto valor de $\text{VO}_{2\text{máx}}$ é importante para a determinação do desempenho (CONLEY e KRAHENBUHL, 1980; HAGAN *et al.*, 1981). Entretanto, o desempenho sofre ainda influência de outros fatores como alterações na disponibilidade de oxigênio, carboidrato e gordura, e o número de mitocôndria muscular (COYLE, 1999).

Densidade capilar, concentração de hemoglobina, VE, atividade das enzimas oxidativas, composição do tipo de fibras musculares são outros fatores que podem influenciar o $\text{VO}_{2\text{máx}}$ (COYLE, 1999) e, conseqüentemente, irão influenciar também o desempenho.

Como o $\text{VO}_{2\text{máx}}$ é a máxima quantidade de energia que o organismo pode produzir através da via aeróbica, ele pode ser usado, também, para expressar o custo energético para o organismo dentro da atividade. Portanto, sendo a corrida realizada em velocidades submáximas, seu custo energético poderá ser expresso em valores percentuais do $\text{VO}_{2\text{máx}}$.

Estudos anteriores verificaram que corredores possuindo valores similares de $\text{VO}_{2\text{máx}}$, podem apresentar diferentes níveis de desempenho na corrida (WILLIAMS e CAVANAGH, 1987; DANIELS e DANIELS, 1992). Isso se deve ao fato de que os corredores podem apresentar gastos energéticos diferentes para uma mesma velocidade submáxima de corrida (FIGURA 9). Então, uma eficiente utilização da energia disponível e a quantidade de sua utilização, refletem em um ótimo desempenho em corridas de longa distância. Surge, dessa maneira, o termo economia de corrida (EC) que tem sido foco de trabalho de pesquisadores de diversas áreas do campo esportivo nas últimas décadas.

Em resumo, economia de corrida é a taxa de consumo de oxigênio por unidade de massa corporal utilizada pelos corredores quando correm dentro de uma velocidade constante (WILLIAMS e CAVANAGH, 1987) e que pode variar de indivíduo para indivíduo mesmo com valores similares de $\text{VO}_{2\text{máx}}$ caracterizando-os, dessa forma, como mais econômicos ou menos econômicos

dentro da mesma velocidade (DANIELS e DANIELS, 1992). Dentro deste ponto de vista, a EC pode ser uma melhor forma de prever o desempenho quando comparada ao $\dot{V}O_{2\text{máx}}$ (MORGAN *et al.*, 1989).

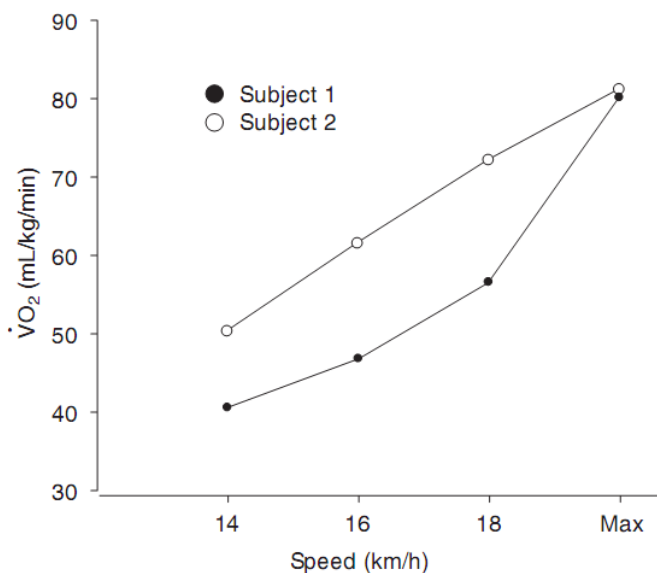


FIGURA 9. Comparação do consumo de oxigênio em $\text{mLO}_2 \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ de dois corredores de 10 km de nível internacional, um com uma boa economia de corrida (sujeito 1) e outro com uma ruim economia de corrida (sujeito 2). Max: máximo; Speed: velocidade em km/h. Adaptado de Saunders 2004a baseado em dados não publicados de Saunders *et al.* 2003.

Saunders *et al.* (2004a), publicou uma revisão de literatura na qual ele relata diversos fatores – fisiológicos ($\dot{V}O_{2\text{máx}}$, estágio de desenvolvimento, fatores metabólicos e influencia de diferentes velocidades de corrida) e biomecânicos (antropometria, cinemática e cinética, flexibilidade, e forças de reação do solo) – que influenciam a EC e que, com alguma intervenção, poderiam levar a uma redução do consumo de oxigênio sobre uma faixa de velocidade de corrida proporcionando melhor desempenho. Ela é o resumo de décadas de pesquisa realizadas pelas diferentes áreas do treinamento esportivo na tentativa de se explicar a EC (TABELA 1).

TABELA 1 - Fatores que afetam a economia de corrida.

Fator	Descrição para melhor economia de corrida
Peso	na média ou ligeiramente menor que a média para os homens e um pouco maior do que a média para mulheres
Índice ponderal	alto índice e características físicas de ectomorfia ou mesomorfia
Gordura corporal	baixo percentual
Morfologia da perna	massa distribuída mais perto da articulação do quadril
Pélvis	estreita
Pés	menores que a média
Calçados	leves, porém, bem protegidos e acolchoados
Comprimento do passo	livremente escolhidos ao longo do tempo
Cinemática	<p>baixa oscilação vertical do centro de massa corporal</p> <p>ângulos mais agudos do joelho durante o balanço</p> <p>menor amplitude de movimento, porém maior velocidade angular da flexão plantar durante o CF</p> <p>sem movimentos excessivos de braços</p> <p>rápida velocidade de rotação dos ombros no plano transversal</p> <p>grande excursão angular do quadril e ombros sobre o eixo polar no plano transversal</p>
Cinética	baixo pico de reação das FRS
Energia elástica	exploração efetiva do armazenado e liberação da energia elástica
Treino	formação abrangente de corrida de longa distância
Superfície de corrida	rigidez intermediária

Tabela adaptada de Saunders, 2004a.

Atualmente tem se voltando muita atenção para os aspectos biomecânicos que envolvem a corrida e como eles poderiam afetar a EC. Principalmente no que diz respeito às propriedades mecânicas e morfológicas das UMT's dos membros inferiores uma vez que os aspectos fisiológicos e ambientais já contam com um maior número de trabalhos com certo consenso na literatura. Alguns fatores biomecânicos são apresentados por Anderson (1996) na FIGURA 10.

Para a corrida, é evidente que os principais grupos musculares responsáveis pela sua execução são os dos membros inferiores, ou seja, quadríceps femoral e tríceps sural que atuam ao redor da articulação do joelho e tornozelo e que contribuem com cerca de 70% do trabalho mecânico total (SASAKI e NEPTUNE, 2005).

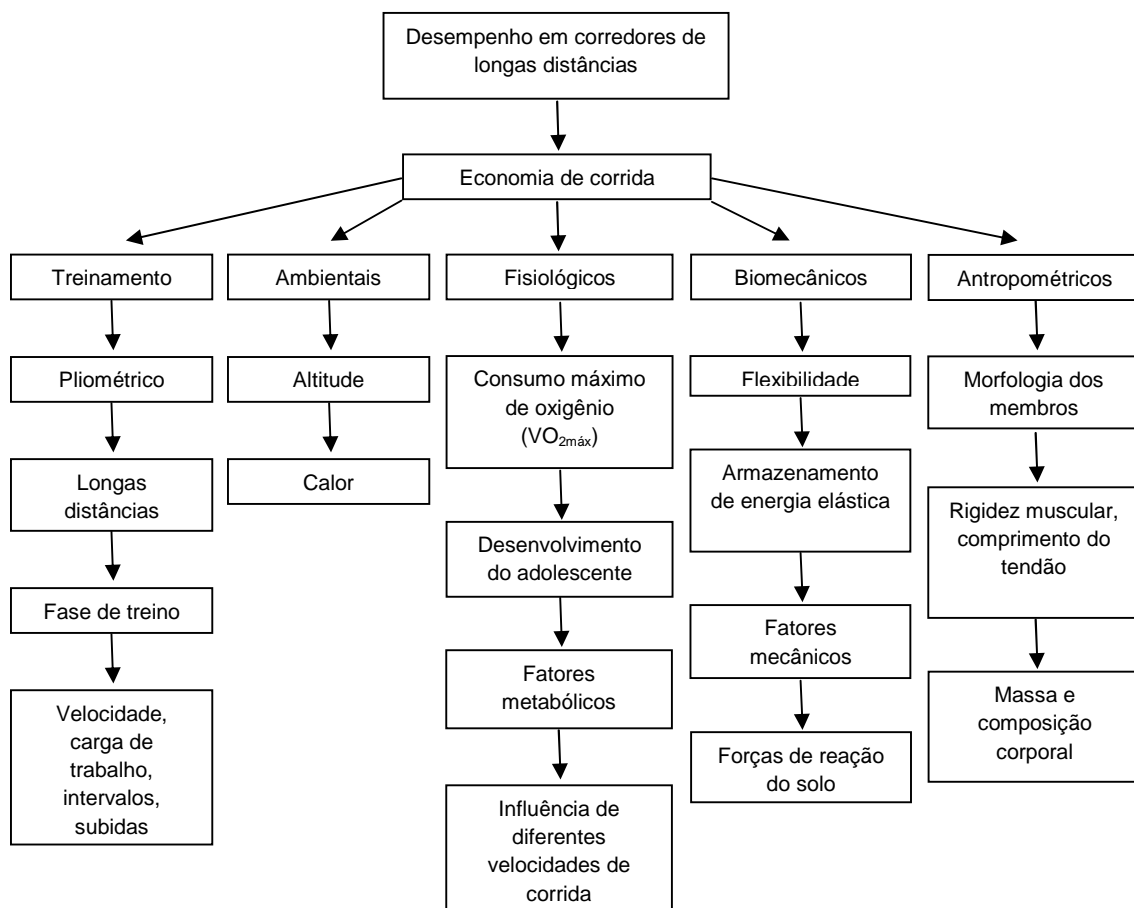


FIGURA 10. Fatores que afetam a economia de corrida. Adaptado de Saunders, 2004a.

A partir dessas informações, Arampatzis e seu grupo de estudos, voltaram sua atenção para as propriedades mecânicas e morfológicas das UMT's dos membros inferiores, e começaram a investigar se tais propriedades realmente interferem na EC e, em caso positivo, explicar como isso acontece (ARAMPATZIS *et al.*, 2006).

5 PRODUÇÃO DE FORÇA

Como toda ação esportiva, a corrida apresenta uma sequência de contrações concêntricas e excêntricas realizadas pelos membros inferiores. Como mencionado anteriormente, os músculos atuando ao redor do tornozelo e joelho (tríceps sural e quadríceps) contribuem em mais de 70% do trabalho mecânico total durante a corrida.

Sasaki e Neptune (2005), ainda registraram que em uma corrida submáxima, a energia armazenada nos tendões e aponeuroses das UMT's destes grupos musculares, gira em torno de 75% da energia armazenada em todos os tendões do sistema músculo esquelético.

Como resultado das contrações musculares é a produção de força, essa força está sujeita a variações nas relações força-comprimento, força-velocidade e na ativação muscular. Assim, os fatores que poderiam apresentar alguma interferência nessas relações, passaram a ser um foco de estudo de alguns pesquisadores.

Fatores biomecânicos como a estrutura corporal e mecânica de corrida já demonstraram terem certa influência sobre a EC (HEISE e MARTIN, 2001). Entretanto, Martin e Morgan (1992), acreditam que as diferenças apresentadas na EC de corredores, possam ser melhores explicadas pela produção de força. Assim, as propriedades mecânicas do sistema músculo tendíneo, envolvidos na produção de força, fariam com que a EC fosse mais determinada por fatores internos do que externos.

5.1 Fatores que interferem na produção de força

Duas questões principais que afetariam as relações força-comprimento, força-velocidade e a ativação dos músculos durante a corrida são:

- a) a vantagem mecânica dos músculos pode afetar a produção de força em relação ao volume de músculo ativo, isto é, a razão entre o braço de força (ou torque) do grupo muscular agonista em relação às FRS atuantes ao redor da articulação (BIEWENER, 1990)
- b) maior rigidez do tendão e aponeurose (Bobbert, 2001; Hof *et al.*, 2002; Roberts, 2002) que proporcionariam menores velocidades de encurtamento para as UMT's (ETTEMA *et al.*, 1990a,b) levando a relação força-comprimento e força-velocidade a ter um maior potencial de produção de força (BOBBERT, 2001; HOF *et al.*, 2002)

Além disso, Roberts (2002), diz que a energia de deformação que pode ser armazenada nos tendões e aponeuroses das UMT's, quando essas são alongadas, não depende de processos metabólicos, ou seja, não há gasto de energia. Essa energia armazenada e sua recuperação para utilização resultaria em uma diminuição do trabalho dos elementos contráteis (EC's) necessários durante a corrida (ETTEMA, 1996; ALEXANDER 2002) tornando-a mais econômica.

Esse processo de armazenamento de energia pelos elementos elásticos em série (EES) dos músculos (tendões e aponeuroses) é denominado ciclo muscular de alongamento-encurtamento (CAE) que é descrito como uma combinação de uma ação excêntrica seguida imediatamente de uma ação concêntrica. Esse mecanismo de funcionamento muscular é relativamente independente de outras formas de manifestação da força (GOLLHOFER *et al.*, 1987a,b).

O armazenamento e utilização de energia elástica são afetados por diversos fatores. O primeiro diz respeito ao nível de alongamento. De acordo com Wilson (1991), quanto maior a deformação, ou seja, a quantidade

de alongamento, maior será a quantidade de energia armazenada (TAYLOR *et al.*, 1990).

Outro fator está relacionado com a velocidade da deformação. Assim como a quantidade de alongamento, quanto maior a velocidade no qual é realizado o alongamento, também maior será a quantidade de energia armazenada.

Um terceiro fator que também interfere na quantidade de energia armazenada e utilizada diz respeito ao nível de ativação muscular. Inicialmente sua função é de proteção. Uma pré-ativação da musculatura fornece certa rigidez muscular que serve para suportar cargas mecânicas iniciais. Com isso, a velocidade e a quantidade de deformação serão reduzidas.

Como a velocidade e a quantidade de deformação são fatores que afetam a quantidade de energia produzida, a energia resultante armazenada também será reduzida em função da pré-ativação muscular (SCHIMIDTBLEICHER, 1992).

Como a descrição das relações força-comprimento, força-velocidade e a ativação muscular já estão bem consolidadas na literatura, começou-se a pensar a existência de uma diferença nas propriedades mecânicas e morfológicas das UMT's entre corredores e, em caso positivo, como essas diferenças na estrutura muscular poderiam interferir na EC.

Kawakami *et al.*, fazendo estudos *in vivo*, encontrou diferenças nas propriedades mecânicas e morfológicas das UMT's entre fisiculturistas treinados e sujeitos normais em relação ao ângulo de inserção das fibras musculares no tríceps braquial (1993). Em outro estudo de 1995, a espessura da área da seção transversa anatômica e fisiológica, volume e espessura muscular e os ângulos de inserção das fibras musculares do tríceps braquial, aumentaram após o treinamento unilateral contra resistência sem haver uma alteração no comprimento do músculo e fascículo muscular. Ele sugere que a ocorrência de mudança na arquitetura do músculo seria o resultado do aumento do volume muscular e espessura da área da seção transversa fisiológica.

Nessa mesma linha, Abe *et al.* (2000), verificou que corredores de velocidade possuem fascículos mais longos e com menores ângulos de inserção das fibras musculares dos músculos vasto lateral e gastrocnêmio. De acordo com Kumagai *et al.* (2000) e Abe *et al.* (2001) fascículos mais longos podem exibir maiores velocidades de encurtamento e potência muscular do que fascículos mais curtos.

Albracht e Arampatzis (2006), avaliaram as UMT's para a produção de força em corredores com diferentes EC e encontraram que o tendão mais rígido do quadríceps femoral, em baixos níveis de ativação muscular, resulta em uma vantagem na produção de força devido às menores velocidades de encurtamento. Para o tríceps sural, uma maior força contrátil e maior rigidez das UMT's geram uma desvantagem na produção de força em altos níveis de ativação muscular e uma vantagem em níveis mais baixos de ativação. Os corredores mais econômicos apresentaram, ainda, vantagem na liberação de energia elástica armazenada pelas UMT's durante o encurtamento.

Essa liberação de energia elástica no quadríceps femoral foi devido a um maior alongamento dos EES e, no tríceps sural, foi devido a maior força contrátil especialmente em baixos níveis de ativação onde as UMT's dos dois grupos de músculos, mostraram uma vantagem para produção de força e uma maior liberação de energia elástica quando comparada com corredores menos econômicos.

Assim, as propriedades elásticas das UMT's reduziram o trabalho mecânico dos músculos durante a corrida (ROBERTS *et al.*, 1997; ROBERTS, 2002), contribuindo com a redução do custo metabólico total da corrida quando comparado aos corredores menos econômicos.

5.2 Produção de força e treinamento

O treino de força tem sido utilizado para melhorar a EC em atletas de corrida de longa distância, através da melhora das características anaeróbias como uma maior produção de taxa de força e [La] (HOUMARD *et al.*, 1991).

Vários são os tipos de treinos de força utilizados visando a melhora da EC. Entretanto, a atenção dos pesquisadores foi voltada para um tipo específico de treino de força direcionado para melhorar a eficiência do CAE.

O treinamento pliométrico envolve adaptações neurais específicas como o aumento da ativação do número de unidades motoras sem levar, necessariamente, a uma hipertrofia muscular (SALE, 1991; HAKKINEN, 1994).

Ele ainda melhora a eficiência do sistema muscular na produção de força proveniente do CAE (TURNER *et al.*, 2003) melhorando a rigidez do sistema músculo-tendíneo tornando o armazenamento e utilização da energia elástica mais eficiente (SPURRS *et al.*, 2003) sem que haja um aumento no custo metabólico total necessário para realização da tarefa.

De acordo com Paavolainen *et al.* (1999), o treino de força explosiva é capaz de melhorar o tempo de corrida de 5km não só pela melhoria da potência aeróbica e EC, mas também pelo fator potência muscular que é definida pelas características anaeróbicas e neuromusculares (NOAKES, 1988; GREEN e PATLA, 1992). Nesse estudo, uma melhora foi encontrada em todos os parâmetros de teste (desempenho em 5 km, características neuromusculares – que foi avaliada através de um teste de velocidade –, forças vertical e força horizontal – mensuradas em uma plataforma de força). Também não foi verificada nenhuma alteração nos valores de $VO_{2m\acute{a}x}$.

Em outro estudo, após seis semanas de treinamento pliométrico, Turner *et al.* (2003) também encontrou uma melhora na EC de sujeitos treinados moderadamente. Mais uma vez, não houve alteração nos valores de $VO_{2m\acute{a}x}$. Nas variáveis utilizadas para verificar melhora na habilidade de armazenamento e utilização de energia elástica, analisadas através da execução de saltos, não houve diferenças. Entretanto, o autor concluiu que os efeitos induzidos pelo treinamento pliométrico podem afetar a corrida mas não os saltos.

Por outro lado, Spurrs *et al.* (2003), encontrou alterações na rigidez do sistema músculo-tendíneo e na taxa de produção de força durante um teste de panturrilha realizado na posição sentada, após nove semanas de treinamento

pliométrico, apoiando a idéia de que a melhora na EC, a partir do treinamento pliométrico, é atribuída ao aumento da potência muscular e melhora no armazenamento e retorno da energia elástica.

Porém, uma dúvida foi levantada por esse grupo de autores em relação a treinabilidade de corredores de elite quanto a utilização desse método de treinamento, uma vez que estes estudos foram realizados com sujeitos treinados moderadamente ou sem treinamento, os quais são mais suscetíveis às adaptações provenientes desse tipo de treinamento (MARCINIK *et al.*, 1991; MCCARTHY *et al.*, 1995).

A partir dessa questão, Saunders *et al.*, (2006), investigou a aplicabilidade de um treinamento pliométrico em atletas de elite e suas consequências. Ele demonstrou que a aplicação de treinamento pliométrico durante 9 semanas melhorou a EC em corredores de elite de longa distância em velocidades realizadas por esses atletas durante o treino/competição. De acordo com o autor, os mecanismos relacionados à melhora da EC após o treinamento pliométrico, parecem estar relacionados com alterações nas variáveis cardiorrespiratórias ou mudanças na utilização do substrato, sugerindo que essas melhorias podem ter sido obtidas através da força muscular e maior retorno de energia elástica, ou, alternadamente, através de uma melhor coordenação e tempo para aplicação de força no solo. Ele também não encontra diferenças significativas nos valores de força muscular, mas considera significativa a melhora na EC do grupo que realizou o treinamento pliométrico, indicando, assim como os demais autores, que mais pesquisas são necessárias para determinar se as tendências observadas em melhorar a potência muscular podem ser confirmadas com o treinamento pliométrico de maior volume e intensidade, e se este, por sua vez, apresenta um impacto a mais na EC e desempenho de corrida.

5.3 Produção de força e envelhecimento

Vários são os fatores extrínsecos e intrínsecos que determinam a função e as capacidades de desempenho dos organismos vivos. Dessa maneira, as propriedades mecânicas e morfológicas das UMT's possuem um papel considerável em influenciar a função e o desempenho de todo o sistema músculo esquelético durante a locomoção (LIEBER e FRIDEN, 2000; BIEWENER e ROBERTS, 2000; BOBBERT, 2001; HOF *et al.*, 2002; ROBERTS e MARSH, 2003; BIEWENER *et al.*, 2004).

Como um processo de degeneração natural, o envelhecimento já demonstrou estar associado a perda de força muscular (D'ANTONA *et al.*, 2003; TRAPPE *et al.*, 2003), a mudanças nas propriedades mecânicas dos tecidos colágenos (KOMATSU *et al.*, 2004; REEVES *et al.*, 2004), a alterações na arquitetura muscular (NARICI *et al.*, 2003; KUBO *et al.*, 2003a,b) e na perda da capacidade de desempenho do sistema neural (PRINCE *et al.*, 1997).

Baseando-se nessas informações, Karamanidis *et al.* (2005), publicou um trabalho onde ele verificou se o exercício crônico de corrida é estímulo suficiente para combater as mudanças relacionadas a idade das propriedades mecânicas e morfológicas das UMT's do tríceps sural e quadríceps femoral. Ele verificou ainda, se os fenômenos adaptacionais na mecânica de corrida estão relacionados a alteração nas propriedades mecânicas e morfológicas das UMT's e, ainda, verificar se o exercício crônico de corrida de longa distância está associado aos efeitos adaptacionais sobre as características da corrida em jovens adultos e idosos (sujeitos ativos que praticavam a corrida x sujeitos inativos; dentro das duas faixas de idade).

Seus resultados mostraram que o treinamento crônico de corrida de longa distância, não é capaz de combater a redução das capacidades das UMT's do tríceps sural e quadríceps femoral que foram avaliadas através da produção de força muscular e rigidez do tendão. Ambos apresentaram valores reduzidos nos dois grupos de sujeitos idosos utilizados no estudo (um grupo que praticava a corrida de resistência e o outro que era inativo).

Este achado está de acordo com Rosager *et al.* (2002) e Hansen *et al.* (2003) onde eles encontraram que o exercício com altas cargas totais de trabalho porém com baixas intensidades, como é o caso da corrida de longa distância, não fornece estímulo suficiente para provocar efeitos adaptacionais sobre as propriedades mecânicas das UMT's (KARAMANIDIS e ARAMPATZIS, 2006a).

Entretanto, Aagaard *et al.* (2001) e Reeves *et al.* (2003, 2004), encontraram indícios de que este tipo de exercício é capaz de combater a degeneração das capacidades da UMT's relacionadas a idade.

Karamanidis (2005) ainda verificou que os adultos mais velhos possuem uma estratégia de corrida diferente dos adultos mais jovens. Correndo em uma mesma velocidade, os indivíduos mais velhos apresentaram uma menor média e valor máximo de FRS, menor impulso horizontal e vertical, um maior fator direto (que é a proporção entre a duração do contato com o solo e a duração da passada; MCMAHON *et al.*, 1985) e relação de deslocamento, maior frequência da passada, menor comprimento do passo, menor deslocamento anterior do centro de massa durante a fase de voo e menor deslocamento vertical durante o ciclo da passada. Dessa maneira, a corrida dos adultos mais velhos se torna mais segura além de apresentar uma vantagem nas características de corrida em relação aos adultos mais jovens, quando analisadas de um ponto de vista biomecânico, indicando, dessa forma, uma adaptação específica à tarefa devido às mudanças mecânicas nas UMT's do tríceps sural e quadríceps femoral ocasionadas pelo envelhecimento (KARAMANIDIS e ARAMPATZIS, 2006b; 2007).

6 CONCLUSÃO

Determinar o principal fator envolvido na melhora da EC demonstrou ser muito difícil e de ampla discussão.

A verificação de que fatores extrínsecos e intrínsecos que determinam a EC e o desempenho de um atleta durante uma prova corrida de longa distância, já estão bem claros na literatura como foi apresentado nessa revisão. Entretanto, a necessidade de se buscar uma abordagem única para determinar a relação do treinamento de força (aqui apresentado como pliométrico) e EC visando melhora de desempenho, ainda precisa ser mais bem esclarecida de acordo com alguns autores que colocam a necessidade de mais pesquisas sobre o tema.

A construção de um modelo de treinamento voltado para a melhoria da força que possa ser reproduzido indicando o tempo necessário e intensidade para se alcançar mudanças na EC através de alterações claras e significativas nas propriedades mecânicas e morfológicas das UMT's, deve ser realizado uma vez que esse tipo de treinamento, a meu ver, se mostrou como a última fronteira para desenvolvimento e manutenção de bons resultados em corridas de longa distância já que os demais parâmetros estudados (fisiológicos, ambientais e tipos de treinamentos), não explicam totalmente a EC e não apresentam diferenças significativas entre os sujeitos de elite.

REFERÊNCIAS

AAGAARD, P.; ANDERSEN, J.L.; DYHRE-POULSEN, P.; LEFFERS, A.M.; WAGNER, A.; MAGNUSSON, S.P.; HALKJAER-KRISTENSEN, J.; SIMONSEN, E.B. A mechanism for increased contractile strength of human pennate muscle in response to strength training: changes in muscle architecture. *J Physiol.*, n. 534, p.613-623, 2001.

ABE, T.; KUMAGAI, K.; BRECHUE, W.F. Fascicle length of leg muscles is greater in sprinters than distance runners. *Med Sci Sports Exerc.*, n.32, p.1125-1129, 2000.

ABE, T.; FUKASHIRO, S.; HARADA, Y.; KAWAMOTO, K. Relationship between sprint performance and muscle fascicle length in female sprinters. *J Physiol Anthropol Appl Human Sci.*, n.20, p.141-147, 2001.

ALBRACHT, K.; ARAMPATZIS, A. Influence of the mechanical properties of the muscle-tendon unit on force generation in runners with different running economy. *Biol Cybern.*, v.95, n.1, p.87-96, 2006.

ALEXANDER, R.M. Energy-saving mechanisms in walking and running. *J Exp Biol.*, n.160, p.55-69, 1991.

ALEXANDER, R.M. Running. The human machine. *Natural History Museum Publications*, London, p.74–87, 1992.

ALEXANDER, R.M. Tendon elasticity and muscle function. *Comp Biochem Physiol A Mol Integr Physiol.*, n.133, p.1001-1011, 2002.

ANDERSON, T.; TSEH, W. Running economy, anthropometric dimensions and kinematic variables [abstract]. *Med Sci Sports Exerc.*, v.26, n.5, Suppl:S170, 1994.

ANDERSON, T. Biomechanics and running economy. *Sports Med.*, v.2, n.22, p.76-89, 1996.

ARAMPATZIS, A.; DE MONTE, G.; KARAMANIDIS, K.; MOREY-KLAPSING, G.; STAFILIDIS, S.; BRÜGGEMANN, G.P. Influence of the muscle-tendon unit's mechanical and morphological properties on running economy. *J Exp Biol Sep.*, v.17, n.209, p.3345-57, 2006.

BAILEY, S.P.; PATE, R.R. Review: Feasibility of improving running economy. *Sports Med.*, v.4, n.12, p.228-36, 1991.

BAILEY, D.M.; DAVIES, B.; ROMER, L.; CASTELL, L.; NEWSHOLME, E.; GANDY, G. Implications of moderate altitude training for sea-level endurance in elite distance runners. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.*, v.4, n.78, p.360-8, 1998.

BIEWENER, A.A. Biomechanics of mammalian terrestrial locomotion. *Science*, n.250, p.1097-1103, 1990.

BIEWENER, A.A.; ROBERTS, T.J. Muscle and tendon contributions to force, work, and elastic energy savings: a comparative perspective. *Exerc Sport Sci Rev.*, n.28, p.99-107, 2000.

BIEWENER, A.A.; FARLEY, C.T.; ROBERTS, T.J.; TEMANER, M. Muscle mechanical advantage of human walking and running: implications for energy cost. *J Appl Physiol.*, n.97, p.2266-2274, 2004.

BOBBERT, M.F. Dependence of human squat jump performance on the series elastic compliance of the triceps surae: a simulation study. *J Exp Biol.*, n.204, p.533-542, 2001.

BROOKS, G.A.; HITTELMAN, K.J.; FAULKNER, J.A.; BEYER, R.E. Temperature, skeletal muscle mitochondrial functions, and oxygen debt. *Am J Physiol.*, v.4, n.220, p.1053-9, 1971a.

BROOKS, G.A.; HITTELMAN, K.J.; FAULKNER, J.A.; BEYER, R.E. Temperature, liver mitochondrial respiratory functions, and oxygen debt. *Med Sci Sports.*, v.2, n.3, p.72-4, 1971b.

BROOKS, G.A.; BUTTERFIELD, G.E.; WOLFE, R.R.; GROVES, B.M.; MAZZEO, R.S.; SUTTON, J.R.; WOLFEL, E.E.; REEVES, J.T. Increased dependence on blood glucose after acclimatization to 4300m. *J Appl Physiol.*, v.2, n.70, p.919-27, 1991.

BROOKS, G.A.; WOLFEL, E.E.; GROVES, B.M.; BENDER, P.R.; BUTTERFIELD, G.E.; CYMERMAN, A.; MAZZEO, R.S.; SUTTON, J.R.; WOLFE, R.R.; REEVES, J.T. Muscle accounts for glucose disposal but not blood lactate appearance during exercise after acclimatization to 4300m. *J Appl Physiol.*, v.6, n.72, p.2435-45, 1992.

BURTSCHER, M.; NACHBAUER, W.; BAUMGARTL, P.; Philadelphia, M. Benefits of training at moderate altitude versus sea level training in amateur runners. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.*, v.6, n.74, p.558-63, 1996.

CARNAVAL, P.E. Medidas e avaliação em Ciências do Esporte. 3ª ed., Rio de Janeiro: Sprint, 1998.

CAVANAGH, P.R. Ground reaction forces in distance running. *J Biomech.*, v.5, n.13, p.397-406, 1980.

CAVANAGH P.R.; WILLIAMS K.R. A physiologist's view of running economy. *Med Sci Sports Exerc.*, n.14, p.30-35, 1982.

CAVANAGH, P.R. The biomechanics of lower extremity action in distance running. *Foot Ankle*, v.4, n.7, p.197-217, 1987.

CAVANAGH, P. R. The mechanics of distance running: a historical perspective. In: Cavanagh PR, editor. Biomechanics of Distance Running. Champaign, IL, *Human Kinetics Publishers*; Chapter 1, p.1-34, 1990.

CONLEY, D.L.; KRAHENBUHL, G.S. Running economy and distance running performance of highly trained athletes. *Med Sci Sports Exerc.*, v.5, n.12, p.357-60, 1980.

CHANG, Y.H.; KRAM, R. Metabolic cost of generating horizontal forces during human running. *J Appl Physiol.*, v.5, n.86, p.1657-62, 1999.

COOKE, C.B.; MCDONAGH, M.J.; NEVILL, A.M.; DAVIES, C.T. Effects of load on oxygen intake in trained boys and men during treadmill running. *J Appl Physiol.*, v.4, n.71, p.1237-44, 1991.

COYLE, E.F. Physiological determinants of endurance exercise performance. *J Sci Med Sport.*, v.3, n.2, p.181-9, 1999.

CRAIB, M.W.; MITCHELL, V.A.; FIELDS, K.B.; COOPER, T.R.; HOPEWELL, R.; MORGAN, D.W. The association between flexibility and running economy in sub-elite male distance runners. *Med Sci Sports Exerc.*, v.6, n.28, p.737-43, 1996.

D'ANTONA, G.; PELLEGRINO, M.A.; ADAMI, R.; ROSSI, R.; CARLIZZI, C.N.; CANEPARI, M.; SALTIN, B.; BOTTINELLI, R. The effect of aging and immobilization on structure and function of human skeletal muscle fibers. *J Physiol.*, n.552, p.499-511, 2003.

DANIELS, J.T. A physiologist's view of running economy. *Med Sci Sports Exerc.*, v.3, n.17, p.332-8, 1985

DANIELS, J.; DANIELS, N. Running economy of elite male and elite female runners. *Med Sci Sports Exerc.*, n.24, p.483-489, 1992.

DEVITA, P. The selection of a standard convention for analyzing gait data based on the analysis of relevant biomechanical factors. *J Biomech.*, v.4, n.27, p.501-8, 1994.

DICK, F.W. Training at altitude in practice. *Int J Sports Med.*, v.13 Suppl.1:p.203-206, 1992.

DOLGENER, F. (1982) Oxygen cost of walking and running in untrained, sprint trained, and endurance trained females. *J Sports Med Phys Fitness*, v.1, n.22, p.60-5, 1982.

ETTEMA, G.J.C.; HUIJING, P.A.; VAN INGEN SCHENAU, G.J.; DE HAAN, A. Effects of prestretch at the onset of stimulation on mechanical work output of rat medial gastrocnemius muscle-tendon complex. *J Exp Biol.*, n.152, p.333-351, 1990a.

ETTEMA, G.J.C.; VAN SOEST, A.J.; HUIJING, P.A. The role of series elastic structures in prestretch-induced work enhancement during isotonic and isokinetic contractions. *J Exp Biol.*, n.154, p.121-136, 1990b.

ETTEMA, G.J.C. Mechanical efficiency and efficiency of storage and release of series elastic energy in skeletal muscle during stretch-shorten cycles. *J Exp Biol.*, n.199, p.1983-1997, 1996.

FARLEY, C.T.; MCMAHON, T.A. Energetics of walking and running: insights from simulated reduced-gravity experiments. *J Appl Physiol.*, v.6, n.73, p.2709-12, 1992.

FRANCH, J.; MADSEN, K.; DJURHUUS, M.S.; PEDERSEN, P.K. Improved running economy following intensified training correlates with reduced ventilatory demands. *Med Sci Sports Exerc.*, v.8, n.30, p.1250-6, 1998

FREDRICK, E.C. Measuring the effects of shoes and surfaces on the economy of locomotion. In: Nigg, B.M., Kerr, B.A., editors. Biomechanical aspects of sport shoes and playing surfaces. Calgary: University of Calgary, p.93-106, 1983.

GLEIM, G.W.; STACHENFELD, N.S.; NICHOLAS, J.A. The influence of flexibility on the economy of walking and jogging. *J Orthop Res.*, v.6, n.8, p.814-23, 1990.

GOLLHOFER, A.; KOMI, P.V.; MIYASHITA, M.; AURA, O. Fatigue during stretch-shortening cycle exercises: changes in mechanical performance of human skeletal muscle. *Int J Sports Med.*, Apr; 8(2):71-8, 1987a.

GOLLHOFER, A.; KOMI, P.V.; FUJITSUKA, N.; MIYASHITA, M. Fatigue during stretch-shortening cycle exercises. II. Changes in neuromuscular activation patterns of human skeletal muscle. *Int J Sports Med.*, Mar; 8 Suppl 1:38-47, 1987b.

GORE, C.J.; HAHN, A.G.; AUGHEY, R.J.; MARTIN, D.T.; ASHENDEN, M.J.; CLARK, S.A.; GARNHAM, A.P.; ROBERTS, A.D.; SLATER, G.J.; MCKENNA, M.J. Live high: train low increases muscle buffer capacity and submaximal cycling efficiency. *Acta Physiol Scand.*, v.3, n.173, p.275-86, 2001.

GRASSI, B.; MARZORATI, M.; KAYSER, B.; BORDINI, M.; COLOMBINI, A.; CONTI, M.; MARCONI, C.; CERRETELLI, P. Peak blood lactate and blood lactate vs. workload during acclimatization to 5050m and in deacclimatization. *J Appl Physiol.*, v.2, n.80, p.685-92, 1996.

GREEN, H.J.; PATLA, A.E. Maximal aerobic power: neuro-muscular and metabolic considerations. *Med Sci Sports Exerc.*, n.24, p.38-46, 1992.

GREEN, H.J.; ROY, B.; GRANT, S.; HUGHSON, R.; BURNETT, M.; OTTO, C.; PIPE, A.; MCKENZIE, D.; JOHNSON, M. Increases in submaximal cycling efficiency mediated by altitude acclimatization. *J Appl Physiol.*, v.3, n.89, p.1189-97, 2000.

HAGAN, R.D.; SMITH, M.G.; GETTMAN, L.R. Marathon performance in relation to maximal aerobic power and training indices. *Med Sci Sports Exerc.*, v.3, n.13, p.185-9, 1981.

HAKKINEN, K. Neuromuscular adaptation during strength-training, aging, detraining, and immobilization. *Crit Rev Phys Rehab Med.*, n.6, p.161-98, 1984.

HANSEN, P.; AAGAARD, P.; KJAER, M.; LARSSON, B.; MAGNUSSON, S.P. Effect of habitual running on human Achilles tendon load-deformation properties and cross-sectional area. *J Appl Physiol.*, n.95, p.2375-2380, 2003.

HEISE G.D.; MARTIN P.E. Are variations in running economy in humans associated with ground reaction force characteristics? *Eur J Appl Physiol.*, n.84, p.438–442, 2001.

HOCHACHKA, P.W.; STANLEY, C.; MATHESON, G.O.; MCKENZIE, D.C.; ALLEN, P.S.; PARKHOUSE, W.S. Metabolic and work efficiencies during exercise in Andean natives. *J Appl Physiol.*, v.4, n.70, p.1720-30, 1991.

HOF, A.L.; VAN ZANDWIJK, J.P.; BOBBERT, M.F. Mechanics of human triceps surae muscle in walking, running and jumping. *Acta Physiol Scand.*, n.174, p.17-30, 2002.

HOUMARD, J.A.; COSTILL, D.L.; MITCHELL, J.B.; PARK, S.H.; CHENIER, T.C. The role of anaerobic ability in middle distance running performance. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.*, v.1, n.62, p.40-3, 1991.

JAMES S.L.; BRUBAKER C.E. Biomechanics of running. *Orthop Clin North Am.*, v.3, n.4, p.605 – 15, 1973.

JOHNSTON, R.E.; QUINN, T.J.; KERTZER, R.; VROMAN, N.B. Strength training in female distance runners: impact on running economy. *J Strength Cond Res.*, n.11, p.224-9, 1997.

JONES, A.M. Running economy is negatively related to sit-and-reach test performance in international-standard distance runners. *Int J Sports Med.*, v.1, n.23, p.40-3, 2002.

KANEKO, M. Mechanics and energetics in running with special reference to efficiency. *J Biomech.*, v.23, Suppl 1, p.57-63, 1990.

KARAMANIDIS, K.; ARAMPATZIS, A. Mechanical and morphological properties of different muscle-tendon units in the lower extremity and running mechanics: effect of aging and physical activity. *J Exp Biol.*, v.208, (Pt 20), p.3907-3923, 2005.

KARAMANIDIS, K.; ARAMPATZIS, A. Mechanical and morphological properties of human quadriceps femoris and triceps surae muscle–tendon unit in relation to aging and running. *J Biomech.*, n.39, p.406–417, 2006a.

KARAMANIDIS, K.; ARAMPATZIS, A.; BRÜGGEMANN, G. Adaptational phenomena and mechanical responses during running: effect of surface, aging and task experience. *Eur J Appl Physiol.*, n.98, p.284–298, 2006b.

KARAMANIDIS, K.; ARAMPATZIS, A. Aging and running experience affects the gearing in the musculoskeletal system of the lower extremities while walking. *Gait & Posture*, n.25, p.590–596, 2007.

KATAYAMA, K.; MATSUO, M.; ISHIDA, K.; MORI, S.; MIYAMURA, M. Intermittent hypoxia improves endurance performance and submaximal efficiency. *High Alt Med Biol.*, v.3, n.4, p.291-304, 2003.

KATAYAMA, K.; SATO, K.; MATSUO, H.; ISHIDA, K.; IWASAKI, K.; MIYAMURA, M. Effect of intermittent hypoxia on oxygen uptake during

submaximal exercise in endurance athletes. *Eur J Appl Physiol.*, v.92, n.1-2, p.75-83, 2004.

KAWAKAMI, Y.; ABE, T.; FUKUNAGA, T. Muscle-fiber pennation angles are greater in hypertrophied than in normal muscles. *J Appl Physiol.*, v.6, n.74, p.2740-2744, 1993.

KAWAKAMI, Y.; ABE, T.; KUNO, S.Y.; FUKUNAGA, T. Training-induced changes in muscle architecture and specific tension. *Eur J Appl Physiol.*, n.72, p.37-43, 1995.

KOMATSU, K.; SHIBATA, T.; SHIMADA, A.; VIIDIK, A.; CHIBA, M. Age-related and regional differences in the stress-strain and stress-relaxation behaviors of the rat incisor periodontal ligament. *J Biomech.*, n.37, p.1097-1106, 2004.

KRAHENBUHL, G.S.; PANGRAZI, R.P. Characteristics associated with running performance in young boys. *Med Sci Sports Exerc.*, v.6, n.15, p.486-90, 1983.

KRAM, R.; TAYLOR, C.R. Energetics of running: a new perspective. *Nature*, v.346, n.6281, p.265-267, 1990.

KUBO, K.; KANEHISA, H.; AZUMA, K.; ISHUZU, M.; KUNO, S.Y.; OKADA, M.; FUKUNAGA, T. Muscle architecture characteristics in young and elderly men and women. *Int J Sports Med.*, n.24, p.125-130, 2003a.

KUBO, K.; KANEHISA, H.; AZUMA, K.; ISHUZU, M.; KUNO, S.Y.A.; OKADA, M.; FUKUNAGA, T. Muscle architectural characteristics in women aged 0-79 years. *Med Sci Sports Exerc.*, n.35, p.39-44, 2003b.

KUMAGAI, K.; ABE, T.; BRECHUE, W.F., RYUSHI, T.; TAKANO, S.; MIZUNO, M. Sprint performance is related to muscle fascicle length in male 100-m sprinters. *J Appl Physiol.*, n.88, p.811-816, 2000.

KYRÖLÄINEN, H.; BELLI, A.; KOMI, P.V. Biomechanical factors affecting running economy. *Med Sci Sports Exerc.*, n.8, p.1330-1337, 2001.

LEVINE, B.D.; STRAY-GUNDERSEN, J. 'Living high-training low': effect of moderate-altitude acclimatization with low-altitude training on performance. *J Appl Physiol.*, v.1, n.83, p.102-12, 1997.

LIEBER, R.L.; FRIDEN, J. Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle Nerve*, n.23, p.1647-1666, 2000.

MACDONALD, M.J.; GREEN, H.J.; NAYLOR, H.L.; OTTO, C.; HUGHSON, R.L. Reduced oxygen uptake during steady state exercise after 21-day mountain climbing expedition to 6,194 m. *Can J Appl Physiol.*, v.2, n.26, p.143-56, 2001.

MACDOUGALL, J.D.; REDDAN, W.G.; LAYTON, C.R.; DEMPSEY, J.A. Effects of metabolic hyperthermia on performance during heavy prolonged exercise. *J Appl Physiol.*, v.5, n.36, p.538-44, 1974.

MANN, R.A.; HAGY, J. Biomechanics of walking, running, and sprinting. *Am J Sports Med.*, v.5, n.8, p.345-50, 1980.

- MARCINIK, E.J.; POTTS, J.; SCHLABACH, G.; WILL, S.; DAWSON, P.; HURLEY, B.F. Effects of strength training on lactate threshold and endurance performance. *Med Sci Sports Exerc.*, v.6, n.23, p.739-43, 1991.
- MARTIN, P.E.; MORGAN, D.W. Biomechanical considerations for economical walking and running. *Med Sci Sports Exerc.*, n.24, p.467-474, 1992.
- MCCARTHY, J.P.; AGRE, J.C.; GRAF, B.K.; POZNIAK, M.A.; VAILAS, A.C. Compatibility of adaptive responses with combining strength and endurance training. *Med Sci Sports Exerc.*, v.3, n.27, p.429-36, 1995.
- MCCMAHON, T.A. The role of compliance in mammalian running gaits. *J Exp Biol.*, n.115, p.263-282, 1985.
- MORGAN, D.W.; BALDINI, F.D.; MARTIN, P.E.; KOHRT, W.M. Ten kilometer performance and predicted velocity at VO_{2max} among well-trained male runners. *Med Sci Sports Exerc.*, v.1, n.21, p.78-83, 1989.
- MUNRO, C.F.; MILLER, D.I.; FUGLEVAND, A.J. Ground reaction forces in running: a reexamination. *J Biomech.*, v.2, n.20, p.147-55, 1987.
- MYERS, M.J.; STEUDEL, K. Effect of limb mass and its distribution on the energetic cost of running. *J Exp Biol.*, n.116, p.363-73, 1985.
- NARICI, M.V.; MAGANARIS, C.N.; REEVES, N.D.; CAPODAGLIO, P. Effect of aging on human muscle architecture. *J Appl Physiol.*, n.95, p.2229-2234, 2003.
- NOAKES, T.D. Implications of exercise testing for prediction of athletic performance: a contemporary perspective. *Med. Sci. Sports Exerc.*, n.20, p.319-330, 1988.
- NOVACHECK, T.F. The biomechanics of running and sprinting. In: Guten GN, editor. *Running Injuries*. Philadelphia, PA: W.B. Saunders, n.2, p.4-19, 1992.
- NOVACHECK, T.F. Walking, running, and sprinting: a three-dimensional analysis of kinematics and kinetics. *AAOS Instructional Course Lectures*, n.44, p.497-506, 1995.
- NOVACHECK, T.F. The biomechanics of running. *Gait and Posture*, n.7, p.77-95, 1998.
- OUNPUU, S. The biomechanics of running: a kinematic and kinetic analysis. *AAOS Instructional Course Lectures*, n.39, p.305-18, 1990.
- PAAVOLAINEN, L.; HÄKKINEN, K.; HÄMÄLÄINEN I.; NUMMELA, A.; RUSKO, H. Explosive-strength training improves 5-km running time by improving running economy and muscle power. *J Appl Physiol.*, v.5, n.86, p.1527-1533, 1999.
- POLLOCK, M.L.; JACKSON, A.S.; PATE, R.R. Discriminant analysis of physiological differences between good and elite distance runners. *Res Q Exerc Sport.*, v.3, n.51, p.521-32, 1980.
- PRINCE, F.; CORRIVEAU, H.; HÉBERT, R.; WINTER, D.A. Gait in the elderly. *Gait Posture*, n.5, p.128-135, 1997.

REEVES, N.D.; MAGANARIS, C.N.; NARICI, M.V. Effect of strength training on human patella tendon mechanical properties of older individuals. *J. Physiol.*, n.548, p.971-981, 2003.

REEVES, N.D.; NARICI, M.V.; MAGANARIS, C.N. In vivo human muscle structure and function: adaptations to resistance training in old age. *Exp Physiol.*, n.89, p.675-689, 2004.

ROBERTS, A.C.; BUTTERFIELD, G.E.; CYMERMAN, A.; REEVES, J.T.; WOLFEL, E.E.; BROOKS, G.A. Acclimatization to 4300m altitude decreases reliance on fat as a substrate. *J Appl Physiol.*, v.4, n.81, p.1762-71, 1996.

ROBERTS, T.J.; MARSH, R.L.; WEYAND, P.G.; TAYLOR, C.R. Muscular force in running turkeys: the economy of minimizing work. *Science*, v.5303, n.275, p.1113-1115, 1997.

ROBERTS, T.J. The integrated function of muscles and tendons during locomotion. *Comp Biochem Physiol.*, n.133A, p.1087-1099, 2002.

ROBERTS, T.J.; MARSH, R.L. Probing the limits to muscle-powered accelerations: lessons from jumping bullfrogs. *J Exp Biol.*, n.206, p.2567-2580, 2003.

ROSAGER, S.; AAGAARD, P.; DYHRE-POULSEN, P.; NEERGAARD, K.; KJAER, M.; MAGNUSSON, S.P. Load-displacement properties of the human triceps aponeurosis and tendon in runners and non-runners. *Scand J Med Sci Sports.*, n.12, p.90-98, 2003.

SALGADO, J.V.V.; CHACON-MIKAHIL, M.P.T. Corrida de Rua - Análise do Crescimento do Número de Provas e de Praticantes. *Conexões*, v.4, n.1, 2006.

SALE, D. Neural adaptation to strength training. In: Komi P.V., editor. *The encyclopedia of sports medicine*. Oxford:Blackwell, p.249-65, 1991.

SALTIN, B.; LARSEN, H.; TERRADOS, N.; BANGSBO, J.; BAK, T.; KIM, C.K.; SVEDENHAG, J.; ROLF, C.J. Aerobic exercise capacity at sea level and at altitude in Kenyan boys, junior and senior runners compared with Scandinavian runners. *Scand J Med Sci Sports.*, v.4, n.5, p.209-21, 1995.

SASAKI, K.; NEPTUNE, R.R. Muscle mechanical work and elastic energy utilization during walking and running near the preferred gait transition speed. *Gait Posture*, n.23, p.383-390, 2005.

SAUNDERS, P.U.; PYNE, D.B.; TELFORD, R.D.; HAWLEY, J.A. Factors affecting running economy in trained distance runners. *Sports Med.*, v.7, n.34, p.465-485, 2004a.

SAUNDERS, P.U.; TELFORD, R.D.; PYNE, D.B.; CUNNINGHAM, R.B.; GORE, C.J.; HAHN, A.G.; HAWLEY, J.A. Improved running economy in elite runners after 20 days of simulated moderate-altitude exposure. *J Appl Physiol.*, v.3, n.96, p.931-7, 2004b.

SAUNDERS, P.U.; TELFORD, R.D.; PYNE, D.B.; PELTOLA, E.M.; CUNNINGHAM, R.B.; GORE, C.J.; HAWLEY, J.A. Short-term plyometric training improves running economy in highly trained middle and long distance runners. *J Strength Cond Res.*, v.4, n.20, p.947-954, 2006.

SPURRS, R.W.; MURPHY, A.J.; WATSFORD, M.L. The effect of plyometric training on distance running performance. *Eur J Appl Physiol.*, v.1, n.89, p.1-7, 2003.

SVEDENHAG, J. Running economy. In: BANGSBO, J., LARSEN, H., editors. *Running and science*, Copenhagen: Munksgaard, p.85-105, 2000.

TAYLOR D.C.; DALTON J.D. JR.; SEABER A.V.; GARRETT W.E. JR. Viscoelastic properties of muscle-tendon units. The biomechanical effects of stretching. *Am J Sports Med.*, May-Jun. v.18, n.3, p.300-309, 1990.

TAYLOR, C.R. Relating mechanics and energetics during exercise. *Adv Vet Sci Comp Med.*, n.38A, p.181-215, 1994.

TELFORD, R.D.; KOVACIC, J.C.; SKINNER, S.L.; HOBBS, J.B.; HAHN, A.G.; CUNNINGHAM, R.B. Resting whole blood viscosity of elite rowers is related to performance. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.*, v.6, n.68, p.470-6, 1994.

TELFORD, R.D.; GRAHAM, K.S.; SUTTON, J.R.; HAHN, A.G.; CAMPBELL, D.A.; CREIGHTON, S.W.; CUNNINGHAM, R.B.; DAVIS, P.G.; GORE, C.J.; SMITH, J.A.; TUMILTY, D.MCA. Medium altitude training and sea level performance [abstract]. *Med Sci Sports Exerc.*, v.28, n.5 Suppl. p.124, 1996.

THOMAS, D.Q.; FERNHALL, B.; BLANPIED, P.; STILLWELL, P. Changes in running economy and mechanics during a 5 km run. *J Strength Cond Res.*, n.9, p.170-5, 1995.

THOMAS, D.Q.; FERNHALL, B.; GRANT, H. Changes in running economy during a 5km run in trained men and women runners. *J Strength Cond Res.*, v.2, n.13, p.162-7, 1999.

TRAPPE, S.; GALLAGHER, P.; HARBER, M.; CARRITHERS, J.; FLUCKEY, J.; TRAPPE, T. Single muscle fibre contractile properties in young and old men and women. *J. Physiol.*, n.552, p.47-58, 2003

TURNER, A.M.; OWINGS, M.; SCHWANE, J. A. Improvement in running economy after 6 weeks of plyometric training. *J Strength Cond Res.*, v.1, n.17, p.60-67, 2003.

VAUGHAN, C.L. (1984) Biomechanics of running gait. *Crit Rev Eng.*, v.1, n.12, p.1-48, 1984.

WILBER, R. Altitude training for the enhancement of sea level endurance performance. *Olympic Coach*, n.5, p.6-10, 1995.

WILLIAMS, K.R.; CAVANAGH, P.R. Relationship between distance running mechanics, running economy, and performance. *J Appl Physiol.*, n.63, p.1236-1245, 1987.

WILLIAMS, K.R.; CAVANAGH, P.R.; ZIFF, J.L. Biomechanical studies of elite female distance runners. *Int J Sports Med.*, v.2, n.8, p.107–18, 1987.

WILSON, G.J.; WOOD, G.A.; ELLIOTT, B.C. The performance augmentation achieved from the use of the stretch-shorten cycle: The neuromuscular contribution. *The Australian Journal of Science and Medicine in Sport*, n.23, p.97-101, 1991.

WINTER, D.A.; BISHOP, P.J. Lower extremity injury-biomechanical factors associated with chronic injury to the lower extremity. *Sports Med.*, v.3, n.14, p.149–56, 1992.