
BACHARELADO EM EDUCAÇÃO FÍSICA

FERNANDA CAROLINA PEREIRA

**ANÁLISE DE VARIÁVEIS ELETROMIOGRÁFICAS E
CINEMÁTICAS EM PROTOCOLO INCREMENTAL DE
CORRIDA NA ESTEIRA**



Rio Claro
2010

FERNANDA CAROLINA PEREIRA

**ANÁLISE DE VARIÁVEIS
ELETROMIOGRÁFICAS E CINEMÁTICAS
EM PROTOCOLO INCREMENTAL DE
CORRIDA NA ESTEIRA**

Orientador: Prof. Dr. Mauro Gonçalves

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado
ao Instituto de Biociências da Universidade
Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” -
Câmpus de Rio Claro, para obtenção do grau
de Bacharelado em Educação Física.

Rio Claro
2010

796.022 Pereira, Fernanda Carolina
P436a Análise de variáveis eletromiográficas e cinemáticas em
protocolo incremental de corrida na esteira / Fernanda
Carolina Pereira. - Rio Claro : [s.n.], 2010
42 f. : il., figs., gráfs.

Trabalho de conclusão de curso (bacharelado - Educação
Física) - Universidade Estadual Paulista, Instituto de
Biociências de Rio Claro
Orientador: Mauro Gonçalves

1. Cinesiologia. 2. Análise eletromiográfica. 3.
Eletromiografia. 4. Fadiga muscular. 5. Biomecânica. I.
Título.

Ficha Catalográfica elaborada pela STATI - Biblioteca da UNESP
Campus de Rio Claro/SP

Dedicatória

*Aos meus pais e amigos, por sempre
me apoiarem e me ajudarem a completar mais
esta etapa da minha vida.*

“As vitórias superam as derrotas, à distância.”
Afonso Antonio Machado

Agradecimentos

Primeiramente, gostaria de agradecer aos meus pais, que sempre me apoiaram, me incentivaram a seguir este caminho em minha vida. Eles que sempre me deram todo o amor, todo o conhecimento sobre a vida que preciso. Amo vocês.

A minha mãe, por ser sempre compreensiva, decisiva nas horas em que necessitei de auxílio, de conselhos, ou simplesmente de um abraço.

Ao meu pai, que nunca duvidou de meu potencial, que sempre me incentivou na prática de esportes, que me proporcionou e proporciona ter a vida maravilhosa que tenho e que agradeço todos os dias.

Aos meus parentes mais distantes, avós, tios, tias, primos e primas, que sempre acreditaram na minha escolha profissional e me incentivaram a seguir em frente, em busca do melhor para mim.

Agradeço aos meus grandes amigos, que sempre estiveram presentes, seja em momentos alegres ou em momentos de preocupação. Agradeço de todo o coração à Camila Maia, à Daniele Assunção, à Bianca e ao Guilherme, que nestes últimos meses, têm sido o diferencial em minha vida. Amo vocês.

Agradeço aos meus amigos, antigos e novos, que sempre foram muito importantes, em todos os momentos desta longa caminhada. Agradeço em especial à Carina, que me ajudou sem medir esforços na realização deste trabalho, e que sempre foi tão atenciosa, tão gentil e acolhedora, quando entrei no laboratório de Biomecânica. Agradeço à Nise, à Camilla, ao Alex, e a todos os membros desta 'equipe' maravilhosa que é o laboratório de Biomecânica. Nunca me esquecerei dos anos que passei aqui dentro. Agradeço aos professores Adalgiso e Sarah, por terem dedicado seu precioso tempo para me ajudarem na execução desta monografia.

Agradeço aos meus amigos de graduação, à minha turma, o BEF2007, que embora tenha seus problemas, coloco minha mão no fogo por todos eles, pois sei que, de uma forma ou de outra, todos me ajudaram durante estes quatro anos de graduação. Agradeço aos alunos que conheci na monitoria, que foram tão amáveis e gentis. Agradeço aos alunos veteranos, que me auxiliaram, seja com dicas sobre as disciplinas, seja com conselhos para toda a minha vida universitária, foram muito importantes.

Agradeço aos funcionários da UNESP – RC, às secretárias do departamento, que sempre me informaram de tudo o que eu precisava. Agradeço aos funcionários da graduação, da extensão, da limpeza, da manutenção. A todos

que trabalham todos os dias para que a universidade seja este lugar maravilhoso que é.

Agradeço aos meus professores, que formam o alicerce da vida universitária, sem eles não conseguiria caminhar sozinha. Cada um com suas características em particular, mas todos muito importantes e compreensivos.

Agradeço em especial a dois professores, que fizeram a diferença em minha vida universitária, e sei que vou levar isso para o resto de minha vida. Primeiramente, agradeço ao meu orientador e amigo, Prof. Dr. Mauro Gonçalves, que sempre me apoiou em tudo o que se possa imaginar durante os três anos em que esteve presente em minha vida. Agradeço pela cobrança constante (pois sei que sem isso eu não conseguiria seguir em frente), pelo apoio, pelas horas de conversa, pelo carinho, pela dedicação ao seu trabalho e à formação dos alunos (características que admiro muito), pela dedicação ao curso e pelo amor que tem pela universidade, sempre lutando para que seja um lugar melhor para todos. Agradeço por ter tido o prazer de conviver com uma pessoa assim. Em segundo, e não menos importante, agradeço ao Prof. Dr. Afonso Antonio Machado, por embora não ser meu orientador, me concedeu total atenção e carinho como tal. Agradeço também pelas horas de conversa, pela compreensão, pelo carinho. Agradeço por ser a pessoa maravilhosa que é, sempre tão gentil e cuidadoso. Por ser esta pessoa forte, determinada, competente, inteligente, sábia e ao mesmo tempo, humilde. Conheço parte da história de vida deste grande homem, e com o pouco que sei, reconheço que é um grande batalhador. Durante todo este tempo que o conheço, posso admitir que o admiro e me espelho em suas ações, pois sei que ele as faz com amor. Agradeço a Deus por tê-los colocado em minha vida. Amo vocês como jamais achei que pudesse amar.

Acima de tudo, queria agradecer a Deus, por ter me dado a vida que eu sempre sonhei, e por ter colocado pessoas tão maravilhosas em minha vida.

SUMÁRIO

	Página
1. Introdução_____	09
2. Objetivo_____	10
3. Revisão de literatura_____	11
3.1. Corrida_____	11
3.2. Eletromiografia_____	13
3.3. Cinemetria_____	15
4. Material e Método_____	21
4.1. Voluntários_____	21
4.2. Equipamentos_____	21
4.3. Eletromiografia_____	21
4.4. Cinemetria_____	23
4.5. Teste incremental de corrida na esteira_____	24
4.6. Análise de variáveis_____	25
4.7. Análise estatística_____	25
5. Resultados_____	26
6. Discussão_____	29
7. Conclusão_____	33
8. Referências Bibliográficas_____	33

1. INTRODUÇÃO

Dentre os muitos fatores limitantes do desempenho humano nas atividades de vida diária, no trabalho e no esporte encontra-se a fadiga muscular a qual tem sido promotora de lesões em diversos níveis do sistema musculoesquelético e este fato tem gerado um grande interesse científico no entendimento deste fenômeno por meio de parâmetros biomecânicos (CARDOZO; GONÇALVES; GAUGLITZ, 2004; CARDOZO; GONÇALVES, 2003; GONÇALVES, 2000; OLIVEIRA et al., 2005; SILVA; GONÇALVES, 2003; SILVA et al., 2005). Estes parâmetros incluem aqueles obtidos dos sinais eletromiográficos e da cinemetria.

A corrida é uma forma de locomoção altamente complexa que requer acentuada coordenação de movimento. O estudo específico desse tema se justifica na medida em que houve um aumento significativo no número de praticantes dessa modalidade nos últimos anos (QUEEN; GROSS; LIU, 2006; WEN; PUFFER; SCHMALZRIED, 1998). Corredores profissionais e treinadores buscam constantemente a melhora do desempenho (MIDGLEY; McNAUGHTON; WILKINSON, 2006). Nesse contexto, a avaliação biomecânica constitui-se de uma importante ferramenta para alcançar tal objetivo.

2. OBJETIVO

O presente estudo teve como objetivo analisar a influência da fadiga muscular nas variáveis biomecânicas – eletromiográfica e cinemática – durante teste incremental de corrida em esteira, o que pode contribuir com possíveis parâmetros utilizados nas avaliações diagnósticas, ou mesmo no acompanhamento de sessões de treinamento e/ou reabilitação.

3. REVISÃO DE LITERATURA

3.1. Corrida

A corrida é uma das atividades mais populares durante a qual podem ocorrer lesões (HUTCHINSON, CAHOON, ATKINS, 1998; HRELJAC, MARSHALL, HUME, 2000; HRELJAC, 2004; NIGG, 2001) e, embora a prática de tal modalidade seja adequada para a saúde, correr mais de trinta quilômetros por semana produzirá mais de 1,3 milhões de impactos ao corpo no período de um ano (DERRICK; DEREU; MCCLEAN, 2002).

A modalidade vem crescendo entre praticantes recreativos, que buscam melhoria na qualidade de vida. Com isso, o número de lesões desportivas vem crescendo, podendo gerar disfunções a curto prazo e resultar em dano permanente dos tecidos, aumentando o risco de lesões a longo prazo e em alguns casos ausência do trabalho. Cabe ressaltar que tais lesões podem provocar prejuízos econômicos, 39% de pessoas que sofreram lesão desportiva não puderam comparecer ao trabalho um mês após o acometimento, 19% por cerca de três meses e 5% não puderam trabalhar por oito meses (WEN, PUFFER & SCHMALZRIED, 1998).

A ocorrência de tais acometimentos afasta o indivíduo da atividade e pode gerar complicações associadas, exigindo para seu retorno um grande investimento de tempo e dedicação por parte dos técnicos, fisioterapeutas e médicos. Portanto, parece claro que é importante analisar os fatores de risco dessas lesões para o desenvolvimento de programas preventivos (WILLEMS et al., 2005; KROSSHAUG, 2005), entretanto, as causas dos fatores de risco, particularmente para o desenvolvimento de lesões nos membros inferiores, apresentam um conhecimento limitado (MURPHY, CONNOLY, BEYNNON, 2003).

Muitas pesquisas sobre corrida têm sido realizadas e apresentam diversos fatores que podem influenciar no desempenho dessa atividade (HANON et al., 2005; NIGG, et al., 2003; WAKELING et al., 2003). Entretanto, alguns desses fatores ainda permanecem não totalmente entendidos, particularmente aqueles relacionados à fadiga muscular (SEBOÜÉ; GUINCESTRE, 2006; HANON et al., 2005; AVOGRADO et al., 2003; NUMMELA et al., 1994), objeto de investigação do presente estudo.

Os mecanismos da fadiga nos músculos humanos têm sido pesquisados há mais de um século (GIBSON; EDWARDS, 1985), porém a fadiga é pouco definida e

entendida (MANNION; DOLAN, 1996), talvez pelo grande número de modelos de exercícios, protocolos e métodos aplicados no seu estudo, tornando assim difícil extrapolar dados de um estudo para outro (VØLLESTAD, 1997). A fadiga é considerada como uma falha para manter um nível desejado de desempenho ou trabalho durante uma atividade repetitiva ou sustentada (MANNION; DOLAN, 1996) e de acordo com Jørgensen et al. (1988) é um processo dinâmico e tempo-dependente desenvolvido no sistema neuromuscular.

As aplicações práticas da interpretação das respostas decorrentes do desenvolvimento do processo de fadiga permanecem pouco desenvolvidas, mas têm uma grande eficácia em termos de reabilitação ou reforço muscular nos esportes (SEBOÜÉ; GUINCESTRE, 2006) e na adequação dos períodos de recuperação entre os treinos (DERRICK; DEREU; McCLEAN, 2002).

As mudanças resultantes da fadiga muscular localizada podem levar a sobrecarga anormal nos tecidos e, por conta disso, distribuição alterada de estresse nas estruturas internas, possibilitando condições adversas ao funcionamento normal do sistema músculo-esquelético (HRELJAC, 2004; HRELJAC; MARSHALL; HUME, 2000).

Levando-se em consideração esses fatos, o estudo da fadiga mostra-se importante, pois almeja viabilizar uma avaliação do condicionamento físico de atletas para prescrição de treinamentos individualizados, buscando a melhora do desempenho e a redução dos riscos de lesão. Além disso, poderá auxiliar no entendimento de processos que possam predispor a lesões desportivas em praticantes de atividade física que visam manutenção da saúde, minimizando os efeitos adversos decorrentes das mesmas.

Uma das formas mais freqüentes de avaliação do desempenho é o teste incremental de corrida em esteira, que possibilita o estudo do comportamento de diversas variáveis, permitindo a avaliação da capacidade aeróbia do indivíduo (DENADAI, 1995; RIBEIRO, 1995), bem como, a identificação de fatores de risco para a prática de esportes (TOMCZAK et al., 2007).

Durante esse teste, o indivíduo corre em diferentes velocidades até a exaustão, de maneira que seu padrão de movimento e, conseqüentemente, seu desempenho podem ser influenciados tanto pelo desenvolvimento da fadiga quanto

por alterações de intensidade. Essas alterações, comumente, levam a ajustes cinemáticos, metabólicos e neuromusculares.

Entre as metodologias utilizadas no estudo do comportamento neuromuscular frente a atividades fadigantes, dentro do campo da biomecânica, encontra-se a eletromiografia que objetiva desenvolver ferramentas que contribuam nas avaliações diagnósticas, na reabilitação ou mesmo no acompanhamento de sessões de treinamento.

Para uma análise da corrida com menores erros de medidas, necessita-se que os dados sejam cada vez mais padronizados, adquiridos e analisados com maior rapidez, permitindo a análise mais fidedigna do movimento real. As esteiras de corrida oferecem muitas vantagens, como fácil controle e padronização da velocidade, da inclinação e dos fatores ambientais, assim como fornecem dados de ciclos repetidos da corrida (QUEEN; GROSS; LIU, 2006; LAVCANSKA et al., 2005), além disso, esses equipamentos mostraram ser sensíveis para a avaliação submáxima, mesmo em atletas de modalidades diferentes da corrida (GIRARD et al., 2006).

Considerando o presente estudo como a sistematização de procedimentos biomecânicos para análise da fadiga muscular, foram pesquisadas na literatura estudos que utilizaram a eletromiografia e a cinemetria como metodologia de análise, e a seguir serão apresentadas as variáveis eletromiográficas e cinemáticas que apresentam modificações características durante o desenvolvimento da fadiga muscular na corrida.

3.2. Eletromiografia

A eletromiografia apresenta-se como um dos poucos métodos de avaliação não invasiva da fadiga muscular (BIJKER et al., 2002). A identificação da fadiga muscular pela análise eletromiográfica tem sido relatada em protocolos que utilizam contrações isométricas (KAY et al., 2000; SILVA et al., 2005) e contrações dinâmicas (OLIVEIRA et al., 2005; MASUDA et al., 1999), nas quais se evidencia este fenômeno pela diminuição das frequências do espectro e aumento da amplitude do sinal eletromiográfico (CHRISTENSEN et al., 1995; MASUDA et al. 1999; RAVIER et al., 2005; VØLLESTAD, 1997).

Cardozo, Gonçalves e Gauglitz (2004); Cardozo e Gonçalves (2003); Oliveira et al. (2005) e Silva e Gonçalves (2003) encontram evidências do aumento da atividade elétrica do tecido muscular em função do tempo quando o músculo é exercitado em uma carga constante até a fadiga, tanto em exercícios isométricos como dinâmicos. Este aumento gradual no nível médio do eletromiograma de interferência registrado por eletrodos de superfície; ocorre principalmente pelo recrutamento de novas unidades motoras (WAKELING et al., 2001), as quais compensam a diminuição na contribuição das unidades motoras fadigadas na força muscular total.

No entanto, durante um teste incremental de corrida há a possibilidade do ponto de quebra observado na análise da amplitude do sinal EMG ocorrer pelo aumento da intensidade do exercício e/ou pelo início da fadiga neuromuscular (HANON et al., 1998), ponto este também de interesse do presente estudo.

Desde o início da década de 60, tem sido sugerida a análise dos vários componentes da frequência do sinal eletromiográfico, obtido durante contrações isométricas e dinâmicas, como um indicador da fadiga desenvolvida no músculo (PETROFSKY; LIND, 1980); e a mudança tempo-dependente do conteúdo espectral do sinal eletromiográfico em direção às baixas frequências tem sido uma ferramenta útil para avaliar a fadiga muscular localizada (BONATO et al., 2001), indicando a ocorrência de mudança na velocidade de condução do potencial de ação ao longo das fibras musculares ativas. A velocidade de condução do potencial de ação está diretamente relacionada com as frequências média e mediana do espectro de densidade de potência (HÄGG, 1992), sendo a frequência mediana o parâmetro preferido por ser menos sensível a ruídos (STULEN; DE LUCA, 1981).

Particularmente, o entendimento da ação muscular durante cada uma das fases da corrida tem trazido importantes determinantes para a interpretação biomecânica. Estudos têm analisado diversos músculos nas fases específicas da corrida e correlacionado sua atividade com variáveis cinéticas e cinemáticas (KYRÖLÄINEN; KOMI; BELL, 1999). Nesses estudos, a análise da atividade muscular tem sido concentrada nos membros inferiores (HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005; HANON et al., 1998; WAKELING et al., 2001) e um menor número têm analisado os músculos do tronco (SAUNDERS et al., 2005; SAUNDERS et al., 2004).

A quantidade de investimentos científicos na busca de uma validação de metodologias biomecânicas, como o uso do sinal EMG, em contrações dinâmicas para medição da fadiga muscular são escassos (POTVIN; BENT, 1997) e também controversos (CHRISTENSEN et al., 1995), o que torna o presente estudo ainda mais desafiador, uma vez que a maioria das atividades de vida diária, de trabalho e de esporte, como no caso da corrida, ou mesmo em testes de capacidades físicas ocorram dinamicamente necessitando assim definitivamente sobrepor determinadas barreiras metodológicas pelo desenvolvimento combinado e criativo de instrumentos de medição biomecânica cujo sincronismo de aquisição de dados nos permita uma análise mais real deste fenômeno neuromuscular.

3.3. Cinemetria

A cinemetria é a área da biomecânica que permite o cálculo da posição, do deslocamento, da velocidade e da aceleração do corpo ou de seus segmentos, tendo como principal foco a descrição de como um corpo se move, não se preocupando em explicar as causas do movimento. Os parâmetros cinemáticos para análise da velocidade do correr incluem o tempo, o comprimento do passo e da passada, a largura do passo e a frequência da passada (VERKERKE et al., 1998).

A aquisição dos parâmetros cinemáticos pode ser realizada por meio da cinematografia que utiliza câmeras de vídeo, sistemas óptico-eletrônicos, eletrogoniômetros e acelerômetros (AMADIO; DUARTE, 1996). Nesse sentido, o aumento do interesse em pesquisas sobre a corrida tem potencializado os avanços tecnológicos nos sistemas de câmeras constituídos com maior velocidade e marcadores que eliminam a necessidade de digitalização manual do vídeo (NOVACHECK, 1998).

Durante uma corrida exaustiva os padrões cinemáticos podem ser alterados como mecanismo de proteção do sistema para prevenir o risco de lesões (DERRICK et al., 2002). Estudos têm sido realizados na tentativa de entender o comportamento de variáveis cinemáticas que modificam o padrão de corrida ao longo da execução dessa atividade. A literatura tem reportado que alterações na cinemática e na mecânica da corrida acarretam em modificações nos aspectos metabólicos (DERRICK et al., 2002).

Schache et al. (2005), analisaram um grupo de corredores com histórico recente de lesão relacionada à corrida e um grupo de corredores sem lesão. Foi realizado um teste de corrida na velocidade de 4.0 m/s no qual se avaliou rotações angulares da coluna lombar, pelve e quadril, tridimensionalmente. Foi verificado que parâmetros cinemáticos e antropométricos específicos do complexo coluna lombar-pelve-quadril não estavam relacionados ao desenvolvimento de lesões na corrida, pois nenhum dos parâmetros avaliados apresentou diferença significativa entre os grupos.

Kuhtz-Buschbeck et al. (2008), investigaram a simetria do balanço dos braços de oito indivíduos destros e oito indivíduos sinistros durante caminhada e corrida realizada em esteira. Quando comparados os dados cinemáticos de ambos os lados, pôde-se verificar uma diferença média de 8,6 cm na magnitude de movimento dos braços com maior amplitude no braço esquerdo. Essa preferência não apresentou relação com a dominância nem com a assimetria de movimento dos membros inferiores. Especula-se que embora o ambiente possa interferir na assimetria de movimentos, essa assimetria pode estar relacionada a fatores centrais de comando neural de dominância hemisférica de funções não-motoras como, por exemplo, a linguagem.

Variáveis cinemáticas foram examinadas em condição de fadiga, em corrida realizada por 30 minutos na velocidade correspondente a 5% acima da intensidade de limiar anaeróbio. Foi verificado que paralelamente ao desenvolvimento da fadiga houve um aumento gradual dos ângulos de extensão do joelho (na posição de extensão máxima, isto é, fase precedente ao contato), e redução gradual nos ângulos de flexão do joelho realizada após o contato (MIZRAHI et. al, 2001).

De acordo com Mizrahi et al. (2001), o estudo das modificações nos ângulos articulares do joelho e tornozelo durante as fases de pré-contato e na primeira metade do contato combinadas ao aumento da atividade muscular excêntrica, torna-se relevante para o entendimento dos mecanismos de atenuação do impacto no sistema músculo-esquelético, das lesões relacionadas à fadiga e de alterações degenerativas. Verifica-se, portanto, que o conhecimento das alterações dos parâmetros cinemáticos durante a corrida ainda não são conclusivos.

De acordo com Hunter; Smith (2007) o custo metabólico da corrida em uma dada velocidade pode ser influenciado pelos parâmetros cinemáticos, e a frequência

e amplitude de passada são os parâmetros que mais afetam a economia de corrida. O desenvolvimento do processo de fadiga muscular causa alterações nos parâmetros cinemáticos, afetando sua combinação, resultando em aumento do custo metabólico e piores valores de economia de corrida.

Schache et al. (1999) publicaram um artigo de revisão sobre a cinemetria do complexo lombar-pelve-quadril durante a corrida de maneira que puderam descrever o do movimento coordenado desse conjunto. O tronco e a pelve completam dois ciclos de oscilação no plano sagital durante uma passada, enquanto o quadril flexiona e estende. No contato do pé com o solo, o tronco está com mínima flexão e com inclinação ipsilateral à perna de apoio, a pelve levemente retrovertida e com inclinação ipsilateral e o quadril flexionado e aduzido. Durante o apoio, o quadril estende e aumenta a adução associado ao aumento de flexão anterior e flexão lateral do tronco e ao início da anteversão da pelve, nessa fase uma translação da pelve no plano frontal provoca o aumento da adução de quadril. No final do apoio, o tronco atinge sua máxima flexão e inclinação contralateral da mesma forma que a pelve e o quadril está abduzido. Na retirada do pé, o tronco está lateralmente flexionado, a pelve atinge a máxima anteversão e o quadril a máxima extensão. No início da fase de balanço o tronco está lateralmente flexionado e a pelve está inclinada para o lado da perna de apoio, já no final da mesma faz, o quadril inicia leve adução preparando-se para o contato com o solo. Na fase de vôo, onde nenhum dos pés toca o solo, a flexão do tronco diminui, a pelve reinicia retroversão e o quadril da inicia a fase de balanço com aumento da flexão.

A maior amplitude de anteversão na fase final do apoio em alguns corredores pode estar relacionada a um mecanismo compensatório em relação à restrição na amplitude de extensão do quadril realizada nessa mesma fase, seria interessante saber se esse padrão está associado ao aumento da lordose lombar.

Saunders et al., (2005) descreveram o movimento lombo-pélvico com incremento de velocidade em esteira rolante investigando alterações em diferentes velocidades e modos de locomoção. Houve um pico de flexão lateral pouco depois do contato do pé ipsilateral com o solo, padrão que não se modifica com o modo nem com a velocidade de locomoção. Considerando o plano frontal houve dois picos de amplitude, previamente e durante a fase de contato inicial. Houve apenas um pico de amplitude no plano transversal em cada direção antes do contato do pé com

o solo durante a corrida. Os dados cinemáticos encontrados indicam ainda que com a mudança de velocidade de corrida houve alteração na amplitude, mas não no sincronismo do movimento lombo-pélvico. Houve correlação entre o comprimento de passada e a amplitude de movimento lombo-pélvico, tanto no plano transversal ($R^2=0,93$) quanto no plano sagital ($R^2=0,90$). A maior parte dos sujeitos teve maior amplitude de movimento com rotação axial para a direita. Isso pode estar relacionado à dominância e à assimetria na ativação da musculatura do tronco. Contudo, como o estudo avaliou apenas os músculos do lado direito do tronco, ainda não está estabelecida uma relação entre a assimetria entre a amplitude de movimento e a ativação muscular.

Miller et al. (2007) investigaram a diferença entre a biomecânica da corrida de atletas que sofriam de Síndrome do Trato Ílio-Tibial (STIT) e de atletas sem histórico de lesão. Avaliaram um grupo de corredores com STIT e um grupo de corredores com a mesma faixa etária sem histórico de lesão. Os sujeitos realizaram um teste de flexibilidade do trato ílio-tibial e um protocolo de corrida em esteira com velocidade constante. A intensidade foi determinada pelos sujeitos como uma intensidade que os levasse à exaustão em 20 minutos. Os sujeitos com histórico de lesão demonstraram maior rotação interna da perna e aumento significativo na flexão de joelho no momento do contato do pé com o solo quando se aproximavam da exaustão. O modelo simples desenvolvido pelos autores demonstrou que o aumento da rotação interna provocaria aumento da tensão da banda ílio-tibial, tal modelo também previu aumento no número de pinçamento banda ílio-tibial no contato com o solo nos corredores com STIT próximos à exaustão.

Paschalis et al. (2007) examinaram o efeito de exercício excêntrico de flexão de joelho de ambos os membros na caminhada e na corrida. Os sujeitos realizaram seis séries de 10 repetições de flexões de joelho excêntricas máximas. Indicadores de dano muscular foram mensurados antes e 48 horas depois do exercício, bem como torques isométrico e excêntrico de flexão de joelho. Para a análise cinemática da caminhada e da corrida foram considerados dados da orientação tridimensional da pelve e plano sagital do quadril, joelho e tornozelo, foram comparados os dados coletados antes e 48 horas após o exercício excêntrico. O dano muscular pôde ser verificado devido ao aumento significativo de indicadores após exercício, na corrida pôde-se verificar diminuição significativa do ângulo da articulação do joelho na fase

de balanço, acompanhadas de aumento de rotação e diminuição da amplitude de inclinação pélvica. Durante essa fase, os extensores de joelho monoarticulares resistiriam apenas ao movimento inercial de flexão, o que criaria algum desconforto devido ao alongamento do músculo submetido ao esforço excêntrico, provocando alteração da técnica de corrida.

A cinemetria de alta velocidade possibilitou o estudo da corrida nas diversas fases do movimento. Alguns estudos investigaram a ativação muscular antes do apoio (pré-ativação), na fase excêntrica (desaceleração) e na fase concêntrica do apoio (impulsão), permitindo o melhor entendimento da função muscular e desempenho na corrida (Kyroläinen, Avelã; Komi, 2005; Ishikawa e Komi, 2007). Segundo esses autores, o aumento da atividade muscular pré-contato potencializa o papel funcional do reflexo de estiramento, aumentando a tensão músculo-tendínea e melhorando a produção de força nas fases de desaceleração e /ou propulsão.

As variáveis cinemáticas também têm papel no custo metabólico associado à corrida (DERRICK, DEREU; McCLEAN, 2002), e embora pareçam ajustar-se durante o processo de fadiga com o objetivo de minimizar o aumento dos parâmetros metabólicos (AVOGADRO; DOLENEC; BELLI, 2003), não se sabe de que maneira os critérios de otimização dessas variáveis ocorrem durante o processo de fadiga.

Durante contrações dinâmicas, tanto no esporte como no trabalho, as variáveis biomecânicas já destacadas para avaliação da fadiga, em particular as mudanças nos parâmetros eletromiográficos tem se tornado um grande desafio (MASUDA et al., 1999), e cada vez mais estudos tem sido necessários para validar protocolos que possibilitem um diagnóstico mais preciso e que contribuam na prevenção de lesões por meio da análise deste fenômeno assim como no acompanhamento de sessões de treinamento ou reabilitação.

Como modelo de exercício dinâmico analisado no presente estudo, a corrida é uma atividade física amplamente realizada para manutenção da saúde ou para o treinamento e freqüentemente utilizada durante testes de capacidade física. A prática deste padrão de movimento tem sido relatada concomitantemente pela ocorrência de lesões na coluna lombar, no quadril e predominantemente no membro inferior (SCHACHE et al., 2002). Na região lombar estas lesões são evidenciadas devido a cargas compressivas após o choque do calcâneo e pelos distúrbios nos

padrões cinemáticos deste segmento vertebral e pelve durante a corrida. Outra causa descrita tem sido a fadiga muscular como promotora dessas lesões (NUMMELA et al. 1994; NIGG et al 2003).

Quando a análise biomecânica da fadiga muscular foi analisada durante a corrida a 20m submáximo, 20m máximo e 400m em pista equipada com plataforma de força, Nummela et al. (1994) verificaram que houve maiores valores de FRS nas corridas de 20m, a atividade EMG apresentou-se diferente entre os testes, e o comprimento da passada foi menor na corrida de 400m. Neste estudo verificou-se que a ativação neural ocorre para compensar a fadiga muscular, e que este processo apresenta-se diferente para cada músculo, indicando assim a análise de mais músculos em futuros estudos na busca de compreender os mecanismos envolvidos na manutenção do exercício diante do processo de fadiga.

4. MATERIAL E MÉTODO

4.1. Voluntários

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em pesquisa local. Para sua realização participaram 10 voluntários saudáveis do sexo masculino, com idade entre 18 e 30 anos, atletas, sem antecedentes de doenças músculo-esqueléticas nos membros inferiores e de antropometria semelhante.

Os voluntários foram convidados a participar do estudo, assinaram termo de consentimento e foram orientados sobre as atividades realizadas durante o experimento.

4.2. Equipamentos

O protocolo incremental de corrida foi realizado em uma esteira ergométrica (IMBRAMED SUPER ATL – Brasil), a frequência cardíaca (FC) mensurada diretamente por meio de um frequencímetro (modelo S120, marca Polar, X-Trainer Plus, Kempele – Finlândia), e o sinal eletromiográfico captado pelo sistema Telemyo 900 (Noraxon – EUA) e *software* Myoresearch (Noraxon – EUA). Para captação das imagens foi utilizada uma filmadora digital (modelo NV-GS320, marca PANASONIC) e lâmpada refletora de 300 Watts.

4.3. Eletromiografia

Os sinais eletromiográficos foram registrados por eletrodos de superfície bipolares descartáveis de Ag/AgCl (MediTrace®), com área de captação de 1 cm de diâmetro. Os eletrodos foram colocados bilateralmente sobre os músculos iliocostal (IC), reto femoral (RF), vasto lateral (VL), vasto medial (VM), bíceps femoral (cabeça longa) (BFCL), tibial anterior (TA), e gastrocnêmio (porção lateral) (GNL), de acordo com SENIAM (HERMES et al., 1999) com distância entre os eletrodos de 2cm.

Para diminuir possíveis interferências na aquisição do sinal EMG, foi realizada tricotomia e limpeza da pele com lixa fina e álcool nos locais determinados em cada músculo para colocação dos eletrodos; e os eletrodos de referência, de ambos transmissores (Telemyo 900 - Noraxon), foram posicionados sobre a face anterior da tíbia. Para a aquisição dos registros eletromiográficos foi utilizada

freqüência de amostragem de 1000Hz, ganho de 2000 vezes, filtro de passa alta de 20 Hz e filtro de passa baixa de 500 Hz.

Para melhor estabilização dos cabos e diminuição de interferências no sinal, utilizou-se fita adesiva (figuras 1A - 1 e 1B - 1) e gaze sobre os eletrodos para evitar interferência do suor (figuras 1A - 2 e 1B - 2).

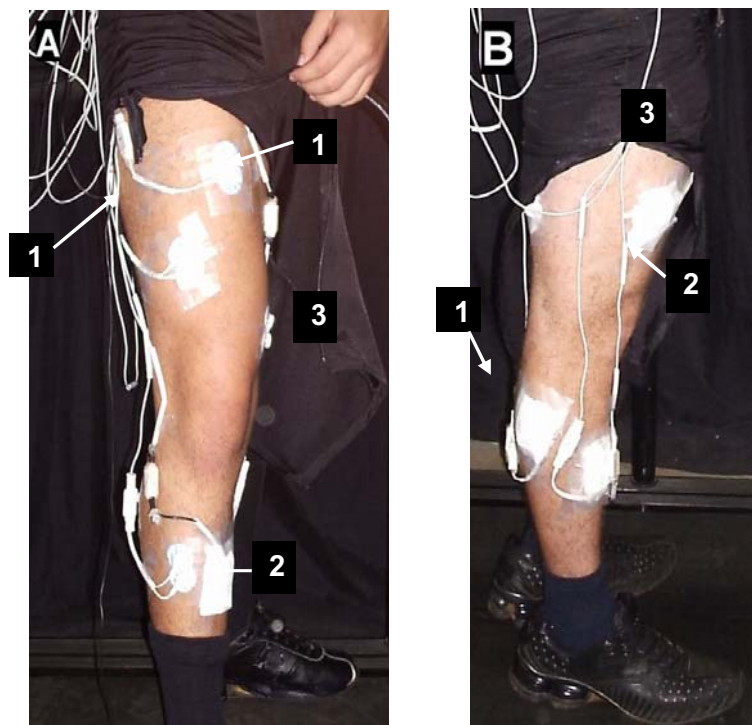


Figura 1 (A e B) – Fixação dos eletrodos e cabos com fita adesiva (1) e cobertura dos eletrodos com gaze (2), para absorção do suor. Calça com zíperes laterais (3) para melhor estabilização dos cabos.

Foram desenvolvidas calça com zíperes (figura 1A - 3 e 1B - 3) de ambos os lados para melhor estabilização dos cabos e um dispositivo para melhor adequação e estabilização dos dois transmissores de onda foi desenvolvido para que fosse usado como um colete durante o teste (figura 2A e 2B).

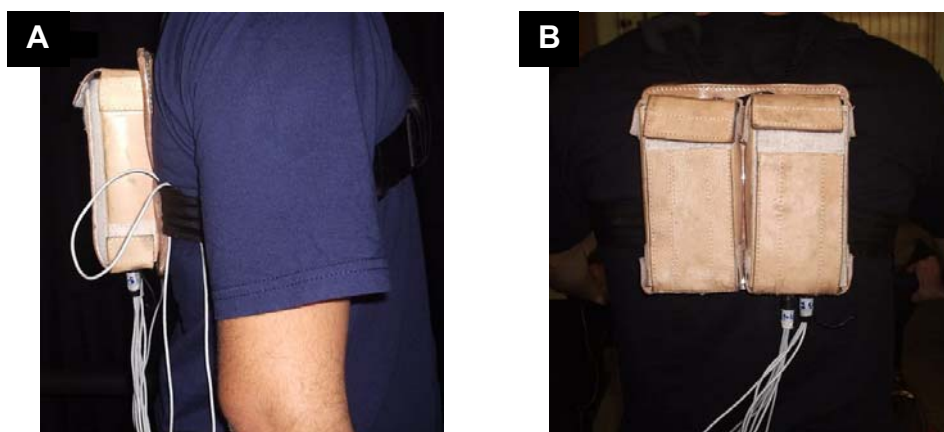


Figura 2 – A - Vista lateral do dispositivo estabilizador dos transmissores, **B** - Vista posterior do dispositivo estabilizador com apenas um dos transmissores e os dois conjuntos de cabos.

4.4. Cinemetria

Para captação da imagem foi utilizada por uma filmadora digital (modelo: NV-GS320, marca: PANASONIC – figura 3A), lâmpada refletora (figura 3 B) de 300 Watts, e posteriormente as imagens foram digitalizadas pelo *software* PEAK MOTUS 9.0 (ViconPeak). A análise da imagem permitiu obter os valores de amplitude (AP) e frequência de passada (FP).

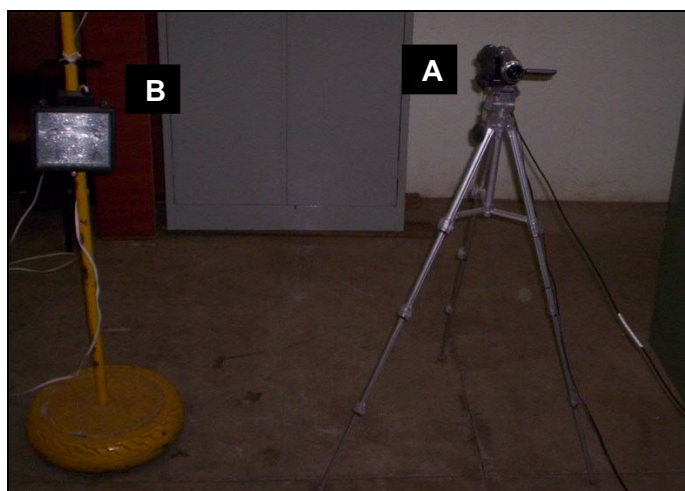


Figura 3 – A Vista anterior da filmadora e **B** lâmpada refletora.

Anteriormente ao início das coletas, o ambiente foi calibrado com calibradores de 1m² (figura 4). Para otimizar o processo de digitalização os voluntários e o ambiente foram preparados. Assim, foi fixado um tecido preto ao

fundo da esteira, os calçados dos voluntários foram cobertos com fita preta e utilizaram calça e camiseta pretas antes da colocação dos marcadores.

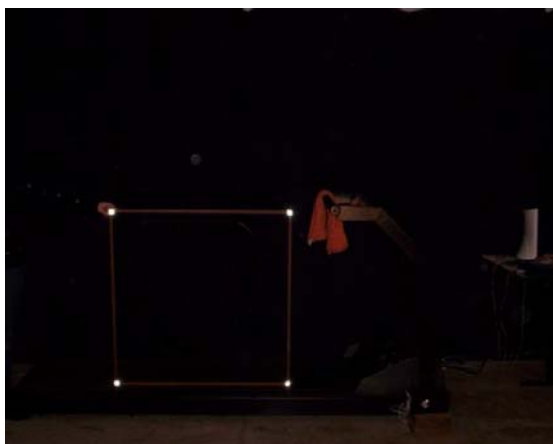


Figura 4 – Calibração do ambiente de coleta com calibrador de 1 m².

Foi realizada análise bidimensional no plano sagital de movimento (cinemetria 2D), sendo que a câmera foi posicionada sobre um tripé a uma distância de 4,20 m da esteira, com uma altura de 90 cm (figura 5).

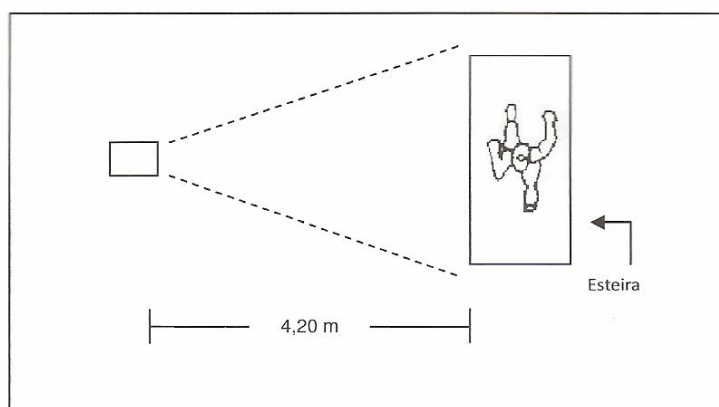


Figura 5 – Esquema representativo do posicionamento da câmera para aquisição dos dados cinemáticos.

4.5. Teste incremental de corrida na esteira

Os voluntários foram familiarizados ao movimento de correr na esteira e ao ambiente de coleta em um dia anterior ao início das coletas.

O protocolo de corrida foi composto de um aquecimento de 5 minutos na velocidade de 9km.h^{-1} e, em seguida, foi realizado o teste com velocidade inicial de 10km.h^{-1} e incremento de 1km.h^{-1} a cada 3 minutos até a exaustão voluntária, definida como o momento quando o voluntário não foi capaz de manter a velocidade determinada. A inclinação da esteira foi mantida fixa em 1%, já que esta condição reflete mais precisamente o custo energético da corrida em ambientes abertos (JONES; DOUST, 1996). O sinal EMG e as variáveis cinemáticas foram coletados durante todo o período de cada estágio.

4.6. Análise das variáveis

O sinal eletromiográfico foi analisado durante os dois minutos finais de cada velocidade por meio de rotina específica (Matlab), obtendo-se os valores de amplitude (RMS – Root Mean Square) e frequência mediana (FM) do mesmo durante cada fase de contato, ou seja, do primeiro toque do calcâneo no solo até a sua retirada.

Foram analisados os valores de RMS e FM das 10 últimas passadas, os quais foram normalizados por um valor de referência comum, correspondente ao valor da primeira destas 10 últimas passadas.

As variáveis cinemáticas e eletromiográficas foram analisadas, de forma sincronizada, nos dois minutos finais de cada estágio, sendo que os valores de amplitude (AP) e frequência (FP) de passada foram obtidos em função das 10 últimas passadas de cada velocidade, considerando para o ciclo completo da passada o momento do contato do calcâneo no solo até seu contato subsequente.

Para a análise das variáveis citadas acima, foram utilizadas velocidades relativas, correspondentes a 70, 80, 90 e 100% da velocidade máxima realizada no teste incremental, sendo estas normalizadas pelo valor correspondente a 100% da $V_{\text{máx}}$.

4.7. Análise Estatística

Os valores de RMS, FM, AP e FP foram expressos em médias e desvios padrão, sendo verificada a normalidade da distribuição dos dados utilizando o teste de Shapiro-Wilk.

Foi utilizado o teste ANOVA - *one way* para medidas repetidas, com teste *post hoc* de Bonferroni, para comparação dos valores de RMS, FM, amplitude e frequência de passada entre as intensidades correspondentes a 70, 80, 90 e 100% da $V_{m\acute{a}x}$ obtida no protocolo incremental de corrida.

Foi considerado, para os cálculos, $p < 0,05$. Para a realização do tratamento estatístico foi utilizado o aplicativo SPSS (*Statistical Package for Social Sciences*), (versão 13.0, Chicago, USA).

5. RESULTADOS

A tabela 1 mostra os valores correspondentes às intensidades de 70, 80, 90 e 100% da $V_{m\acute{a}x}$ realizadas pelos sujeitos no protocolo incremental de corrida.

Tabela 1. Velocidades (km.h^{-1}) correspondentes às intensidades de 70, 80, 90 e 100% da $V_{m\acute{a}x}$, médias e desvios padrão.

Sujeitos	Velocidade (Km.h^{-1})			
	70% da $V_{m\acute{a}x}$	80% da $V_{m\acute{a}x}$	90% da $V_{m\acute{a}x}$	100% da $V_{m\acute{a}x}$
1	12	14	15	17
2	11	13	14	16
3	13	14	16	18
4	11	12	14	15
5	12	14	15	17
6	11	13	14	16
7	11	13	14	16
8	12	14	15	17
9	12	14	15	17
10	10	11	13	14
Média	11,5	13,2	14,5	16,3
DP	0,8	1,0	0,8	1,2

A figura 6 apresenta a comparação do valor RMS nas quatro diferentes intensidades de corrida para os voluntários, no protocolo incremental de corrida.

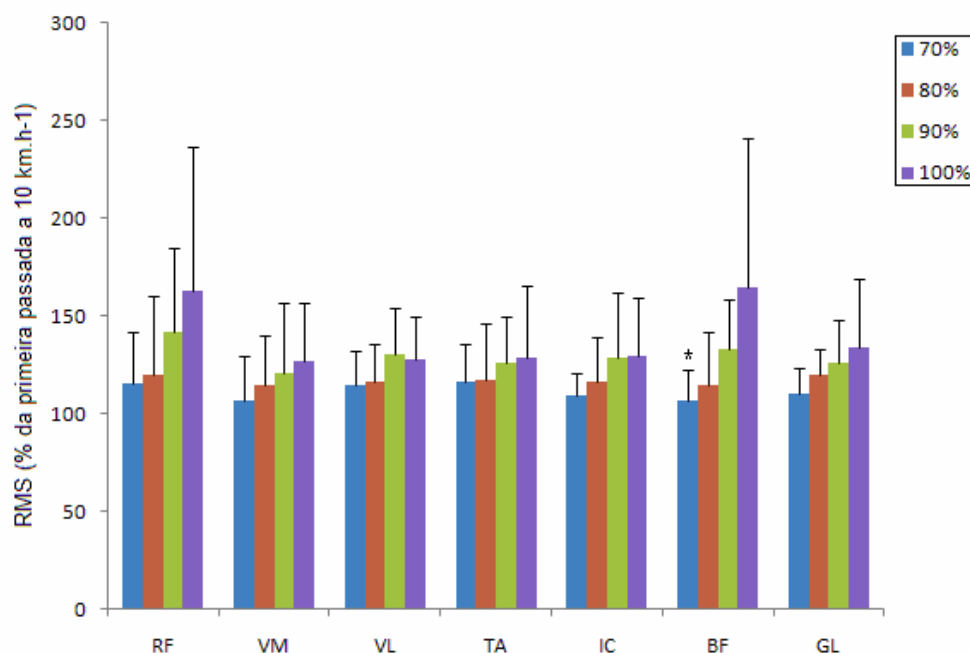


Figura 6. Comparação entre as intensidades de corrida correspondentes a 70, 80, 90 e 100% da $V_{máx}$, considerando os valores de RMS (média $\pm$ DP) dos músculos RF, VM, VL, TA, IC, BF e GL normalizados pelo valor de RMS da primeira passada a 10 km. h^{-1} . * diferença significativa ($p = 0,034$), comparado com os valores de 100% da $V_{máx}$.

Foi possível observar que, quando os valores de RMS foram comparados entre diferentes velocidades de corrida, estes mostraram aumentos significativos entre as diferentes intensidades (70, 80, 90 e 100% da $V_{máx}$.) para apenas o músculo BF. Este apresentou $p = 0,034$ quando comparadas as intensidades de 70 e 100% da $V_{máx}$. Com relação aos outros músculos analisados, não foi encontrada diferença significativa entre os valores de RMS.

A figura 7 apresenta a comparação do valor FM nas quatro diferentes intensidades de corrida para os voluntários, no protocolo incremental de corrida.

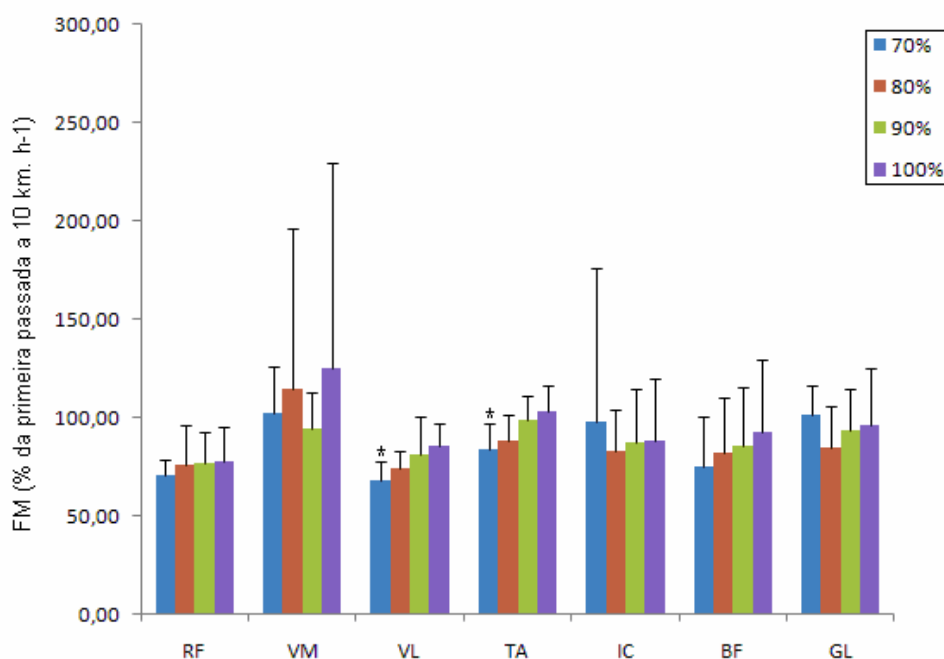


Figura 7. Comparação entre as intensidades de corrida correspondentes a 70, 80, 90 e 100% da $V_{máx}$, considerando os valores de FM (média $\pm$ DP) dos músculos RF, VM, VL, TA, IC, BF e GL normalizados pelo valor de FM da primeira passada a 10 km. h^{-1} . * diferença significativa (VL: $p = 0,045$ e TA: $p = 0,028$), comparados com os valores de 100% da $V_{máx}$.

Desta forma foi possível observar que, quando os valores de FM mostraram aumentos significativos entre as diferentes intensidades (70, 80, 90 e 100% da $V_{máx}$.) para os músculos VL e TA. Estes músculos apresentaram $p = 0,045$ e $p = 0,028$ respectivamente, quando comparadas as intensidades de 70 e 100% da $V_{máx}$ para ambos. Com relação aos outros músculos analisados, não foi encontrada diferença significativa entre os valores de FM.

A figura 8 apresenta a comparação dos valores de FP e AP nas quatro diferentes intensidades de corrida para os voluntários, no protocolo incremental de corrida.

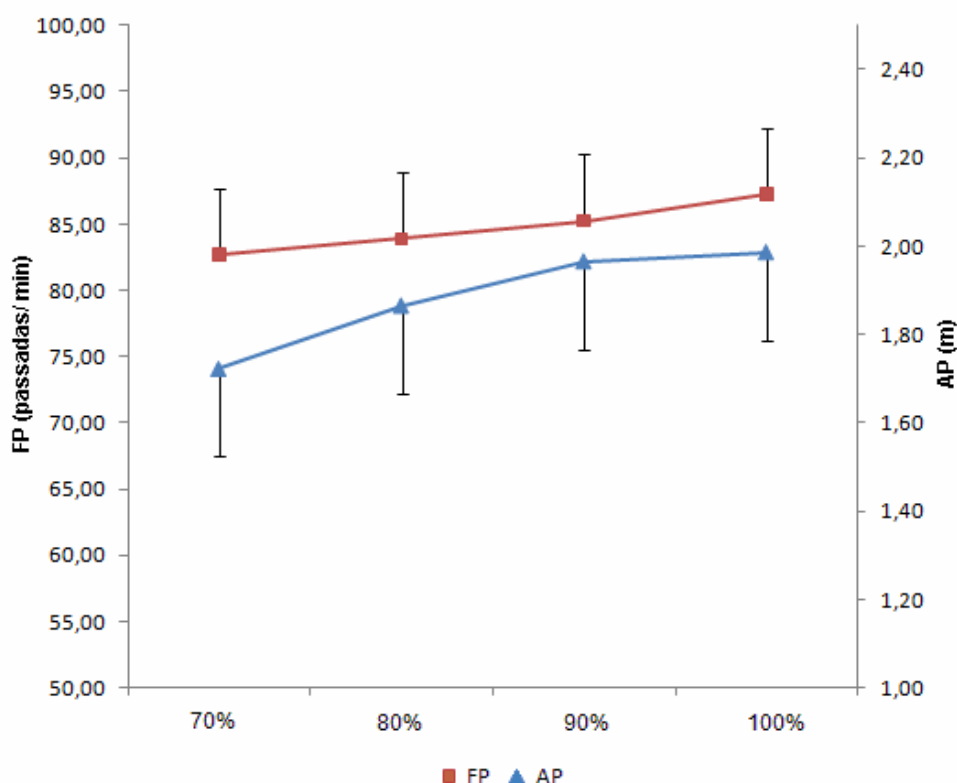


Figura 8. Comparação entre as intensidades de corrida correspondentes a 70, 80, 90 e 100% da $V_{máx}$, considerando os valores de FP e AP (média $\pm$ DP).

Como pode ser visto, não houve diferença significativa entre as diferentes intensidades de corrida tanto para os valores de frequência de passada (FP) quanto para os de amplitude de passada (AP).

6. DISCUSSÃO

O presente estudo teve com principal objetivo comparar o sinal eletromiográfico (RMS e FM), a FP e AP em quatro diferentes intensidades de exercício durante protocolo incremental de corrida em esteira.

A ação muscular durante a corrida permite obter informações para a validação de protocolos quando associadas a variáveis cinemáticas (KYRÖLÄINEN; KOMI; BELL, 1999). Essas variáveis são normalmente combinadas durante testes ou mesmo competições, sendo que podem apresentar modificações decorrentes do desenvolvimento da fadiga muscular.

Portanto, o conhecimento sobre as características de ativação dos músculos do membro inferior é importante para o entendimento de aspectos cinemáticos da corrida (KYRÖLÄINEN; AVELA; KOMI, 2005).

Foi verificado que os valores de RMS mostraram-se pouco sensíveis às alterações das intensidades correspondentes a 70, 80, 90 e 100% da $V_{m\acute{a}x}$. Quando comparadas as intensidades extremas analisadas (70 e 100% da $V_{m\acute{a}x}$.), apenas o músculo BF mostrou diferença significativa.

O comportamento do valor de RMS para a maioria dos músculos analisados foi de um discreto aumento, mas não tão significativo quanto o aumento deste valor para o BF.

Gazendam; Hof (2007) afirmam que não há na corrida um comportamento estável do sinal EMG para diferentes músculos em resposta a um protocolo incremental: o sinal pode aumentar, permanecer constante ou, até mesmo, diminuir com o incremento de velocidade, dependendo do músculo a ser analisado. Estes mesmos estudiosos verificaram que a amplitude do sinal EMG do músculo BF aumentou com o incremento de velocidade de corrida até a velocidade de $3,0 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, reduzindo após essa velocidade até $4,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$.

Avogadro; Dolenec; Belli (2003) também relatam adaptações específicas para os diferentes músculos analisados, pois verificaram aumento da atividade somente para o músculo VL quando comparado o período inicial e final de uma corrida prolongada. Destaca-se que o período inicial foi correspondente ao terceiro minuto de corrida e o período final foi correspondente à coleta realizada antes da exaustão em um protocolo com intensidade constante de 90% da $VO_{2m\acute{a}x}$.

Diante disso, a padronização da atividade muscular a partir de corridas incrementais que induzam a fadiga deve ser realizada com cautela. Diferentemente do ciclismo, que envolve ciclos de pedalada dentro de uma forma de movimento mais previsível, a corrida permite uma série de ajustes na passada (frequência e amplitude de passada) que podem alterar substancialmente a amplitude do sinal EMG (HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005).

Diversos estudos relatam a existência de peculiaridades que diferem a atuação de músculos mono e biarticulares (HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005; DOORENBOSCH; VAN INGEN SCHENAU, 1995; VAN INGEN SCHENAU; PRATT; MACPHERSON, 1994).

De acordo com Doorenbosch; Van Ingen Schenau (1995) e Van Ingen Schenau; Pratt; Macpherson (1994), músculos monoarticulares apresentam importante papel na produção de contrações concêntricas, enquanto que os músculos biarticulares fornecem uma fina regulação na distribuição dos momentos sobre as articulações.

Especula-se que a ativação muscular pode ser controlada a partir de um critério de prevalência. Quando uma tarefa requer certa distribuição dos momentos independente do comprimento muscular, os músculos biarticulares são ativados. Por outro lado, quando um grande trabalho é realizado durante uma tarefa particular, a contribuição dos músculos monoarticulares é mais evidenciada (HANON; THÉPAUT-MATHIEU; VANDEWALLE, 2005; DOORENBOSCH; VAN INGEN SCHENAU, 1995).

Para Kyröläinen; Avela; Komi (2005), o BF tende a apresentar sua principal contribuição na corrida na potente extensão do quadril, o que lhe confere grande importância na fase de propulsão do movimento. Além disso, esse músculo atua excentricamente durante a fase aérea para armazenar energia elástica de forma a favorecer a fase propulsora subsequente. Assim, os ísquio-tibiais são potencialmente ativados para aumentar a força propulsora gerando maior força resultante no sentido horizontal.

Vuorimaa et al. (2006) verificaram que após corridas intensas, os músculos agonistas e antagonistas ao movimento de extensão do joelho foram ativados de forma diferente: foi observada uma redução do sinal EMG dos músculos VL e VM, ao passo que não foram encontradas diferenças significativas no sinal EMG do músculo BF.

Como foi visto no estudo, houve um aumento significativo nos valores de FM dos músculos VL e TA, quando comparadas as intensidades de 70 e 100% da $V_{m\acute{a}x}$. Nesse sentido, situações que envolvam fadiga têm sido correlacionadas com

uma diminuição dos valores de FM, bem como com um aumento do valor RMS, verificado por meio da amplitude do sinal EMG (HAUSSWIRTH et al., 2000; SODERBERG; KNUTSON, 2000).

Além disso, a FM depende da característica muscular, ou seja, do tipo de fibra predominante em cada músculo. Para o músculo VL parece haver uma relação diretamente proporcional entre a intensidade da contração e a FM, encontrando altos valores da FM com o aumento da intensidade da contração durante poucos segundos de esforço em indivíduos normais (PINCIVERO et al., 2001).

Por outro lado, diferentes autores verificaram a redução da FM nos músculos da coxa utilizando ou não protocolos de fadiga (McHUGH et al., 2001; McNAIR et al., 1993).

A velocidade de corrida depende da combinação de dois fatores: (1) amplitude da passada; (2) frequência da passada. A amplitude da passada corresponde à soma de três distâncias: distância de impulsão, distância de vôo e distância de chegada ao solo. A frequência de passada corresponde ao número de passadas executadas em um determinado tempo. Essa frequência está diretamente relacionada ao tempo gasto para completar uma passada completa, o qual corresponde à soma do tempo em que o atleta está no solo com o tempo de vôo (HAY, 1981).

Considerando a análise do comportamento da passada, por meio da análise das variáveis cinemáticas, o presente estudo verificou que não houve aumento significativo dos valores correspondentes a AP e FP entre as intensidades comparadas. Esse resultado mostrava-se bastante imprevisível, uma vez que mudanças na velocidade de corrida são acompanhadas por alterações na amplitude e frequência de passada (CAPPELLINI et al., 2006).

A amplitude de passada é determinada pela soma do deslocamento horizontal do corredor durante a fase de apoio da passada e na fase de balanço. A frequência de passada corresponde ao número de passadas por unidade de tempo (CAVANAGH; KRAM, 1989). Entretanto, parece não haver consenso na literatura sobre o percentual de contribuição de cada uma dessas variáveis na determinação da velocidade (BUS, 2003; MARTIN; SANDERSON, 2000; ELLIOT; ACKLAND, 1981).

Estudos têm sido realizados na tentativa de entender o comportamento de variáveis cinemáticas que modificam o padrão de corrida ao longo da execução dessa atividade.

7. CONCLUSÃO

O presente estudo mostrou que, quando comparadas diferentes intensidades de um protocolo incremental de corrida em esteira (70, 80, 90 e 100% da $V_{m\acute{a}x.}$), o sinal EMG tende a apresentar um aumento concomitante ao incremento de velocidade. Entretanto, não foi verificado um comportamento característico para todos os músculos analisados neste estudo. Além disso, o aumento da velocidade de corrida ocorreu tanto pelo aumento da frequência de passada, como pelo aumento de sua amplitude, embora estas variáveis mostraram-se pouco sensíveis no protocolo em questão.

Conclui-se que o protocolo de teste sem intervalos entre os diferentes estágios incrementais não alterou significativamente o comportamento do valor RMS e FM para todos os músculos analisados, com exceção dos músculos BF (RMS), VL e TA (FM). Além disso, este protocolo não induziu aumento significativo tanto na frequência quanto na amplitude de passada.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AMADIO, A.C.; DUARTE, M. **Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento humano**. São Paulo: Laboratório de Biomecânica / EEFUSP, 1996. 162p.

AVOGRADO, P.; DOLENEC, A.; BELLI, A. Changes in mechanical work during severe exhausting running. **European Journal of Applied Physiology**, v. 90, p. 165-170, 2003.

BIJKER, K.E.; GROOT, G.; HOLLANDER, A.P. Differences in leg muscle activity during running and cycling in humans. **European Journal of Applied Physiology**, v. 87, p. 556–561, 2002.

BONATO, P.; ROY, S.H.; KNAFLITZ, M.; DE LUCA, C.J. Time-frequency parameters of the surface myoelectric signal for assessing muscle fatigue during cyclic dynamic

contractions. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 48, n. 7, p. 745-753, 2001.

BUS, S.A. Ground reaction forces and kinematics in distance running in older-aged men. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 35, n. 7, p. 1167-1175, 2003.

CAPPELINNI, G.; IVANENKO, Y.P.; POPPELE, R.E.; LACQUANTINI F. Motor patterns in human walking and running. **Journal of Neurophysiology**, v. 95, n. 6, p. 3426-3437, 2006.

CARDOZO, A. C., GONÇALVES, M. Electromyographic fatigue threshold of erector spinae muscle induced by a muscular endurance test in health men. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v. 43, n. 6, p. 377 - 380, 2003.

CARDOZO, A.C.; GONÇALVES, M.; GAUGLITZ, A.C.F. Spectral analysis of the electromyography of the erector spinae muscle before and after a dynamic manual load-lifting test. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, v. 37, p. 1081-1085, 2004.

CAVANAGH, P.R.; KRAM, R. Stride length in distance running: velocity, body dimensions, and added mass effects. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 21, n. 4, p. 467-479, 1989.

CHRISTENSEN, H.; SØGAARD, K.; JENSEN, B.R.; FINSEN, L.; SJØGAARD, G. Intramuscular and surface EMG power spectrum from dynamic and static contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, Oxford, v. 5, n. 1, p. 27-36, 1995.

DENADAI, B.S. Limiar anaeróbio: considerações fisiológicas e metodológicas. **Revista Brasileira de Atividade Física e Saúde**, v. 1, n. 2, p. 74-88, 1995.

DERRICK, T.R.; DEREU, D.; McCLEAN, S.P. Impacts and kinematics adjustments during an exhaustive run. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 34, n. 6, p. 998-1002, 2002.

DOORENBOSCH, C. A. M.; VAN INGEN SCHENAU, G. J. I. The role of mono- and biarticular muscles during control leg tasks in man. **Human Movement Science**, Amsterdam, v. 14, p. 279-300, 1995.

ELLIOT, B.; ACKLAND, T. Biomechanical effects of fatigue on 10.000 meter running technique. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, Reston, v. 52, n. 2, p. 161-166, 1981.

GAZENDAM, M.G.; HOF, A.L. Averaged EMG profiles in jogging and running at different speeds. **Gait Posture**, v. 25, n. 4, p. 604-614, 2007.

GIBSON, H.; EDWARDS, R.H.T. Muscular exercise and fatigue. **Sports Medicine**, Auckland, v. 2, n. 2, p. 120-132, 1985.

GIRARD, O.; CHEVALIER, R.; LEVEQUE, F.; MICALLEF, J.P.; MILLET, G.P.; specific incremental test for aerobic fitness in tennis. **British Journal of Sports Medicine**, v. 40, p. 791-796, 2006.

GONÇALVES, M. Limiar de fadiga eletromiográfica. In: DENADAI, B.S. **Avaliação aeróbia: determinação indireta da resposta do lactato sanguíneo**. Rio Claro: Motriz, 2000. Cap. 7. p. 129-154.

HÄGG, G.M. Interpretation of EMG spectral alterations and alteration indexes at sustained contraction. **Journal of Applied Physiology**, v. 73, p. 1211-1217, 1992.

HANON, C.; THÉPAUT-MATHIEU, C.; HAUSSWIRTH, C.; LE CHEVALIER, J.M. Electromyogram as an indicator of neuromuscular fatigue during incremental exercise. **European Journal Applied Physiology Occupational Physiology**, v. 78, p. 315-323, 1998.

HANON, C.; THÉPAUT-MATHIEU, C.; VANDEWALLE, H. Determination of muscular fatigue in elite runners. **European Journal Applied Physiology**, v. 94, p. 118-125, 2005.

HAUSSWIRTH, C.; BRISSWALTER, J.; VALLIER, J. M.; SMITH, D.; LEPERS, R. Evolution of electromyographic signal, running economy and perceived exertion

during different prolonged exercises. **International Journal of Sports Medicine**, Stuttgart, v.21, p.429-436, 2000.

HAY, J.G. **Biomecânica das técnicas desportivas**. Ed. Interamericana, 2ed, Rio de Janeiro, 1981.

HERMENS, H.J.; FRERIKS, B.; MERLETTI, R.; HÄGG, G.; STEGEMAN, D.; BLOK, J. et al. editors. **SENIAM 8**: European recommendations for surface electromyography. ISBN: 90-75452-15-2: Roessingh Research and Development, 1999.

HRELJAC, A. Impact and overuse injuries in runners. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v.36, n.5, p. 845-849, 2004.

HRELJAC, A.; MARSHALL, R.N., HUME, P.A. Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 32, n. 9, p.1635-1641, 2000.

HUNTER, I.; SMITH, G.A Preferred and optimal stride frequency, stiffness and economy: changes with fatigue during a 1-h high-intensity run. **European Journal of Applied Physiology**, v. 100, n. 6, p. 653-661, 2007.

HUTCHINSON, M.R.; CAHOON, S.; ATKINS, T. Chronic leg pain: putting the diagnostic pieces together. **The Physicians and Sports Medicine**. v. 26, n. 7, p. 37-46, 1998.

ISHIKAWA, M., KOMI, P.V. The role of the stretch reflex in the gastrocnemius muscle during human locomotion at various speeds. **Journal of Applied Physiology** v.103: p. 1030 - 1036, 2007.

JONES, A.M., DOUST, J.H. A 1% treadmill grade most accurately reflects the energetic cost of outdoor running. **Journal Sport Science**, v. 14, p. 321-327, 1996.

JØRGENSEN, K.; FALLENTIN, N.; KROGH-LUND, C.; JENSEN, B. Electromyography and fatigue during prolonged, low-level static contractions. **European Journal of Applied Physiology Occupational Physiology**, Berlin, v. 57, n. 3, p. 316-321, 1988.

KAY, D.; St CLAIR GIBSON, A.; MITCHELL, M.J.; LAMBERT, M.I.; NOAKES, T.D. Different neuromuscular recruitment patterns during eccentric, concentric and isometric contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, Oxford, v. 10, n. 6, p. 425-431, 2000.

KROSSHAUG T.; ANDERSEN T.E.; OLSEN O.; MYKLEBUST G.; BAHR R. Research approaches to describe the mechanisms of injuries in sport: limitations and possibilities. **British Journal of Sports Medicine**, v. 6, n. 39, p. 330-309, 2005.

KUHTZ-BUSCHBECK, J.P. et al. Asymmetry of arm-swing not related to handedness. **Gait Posture**, vol. 27, n. 3, p. 447- 54, 2008.

KYRÖLÄINEN, H.; AVELA, J.; KOMI, P.V. Changes in muscle activity with increasing running speed. **Journal of Sports Sciences**, v. 23, n. 10, p. 1101-1109, 2005.

KYRÖLÄINEN, H.; KOMI, P.V.; BELLI, A. Changes in muscle activity patterns and kinetics with increasing running speed. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 13, n. 4, p. 400-406,1999.

KYRÖLÄINEN, H.; KOMI, P.V.; BELLI, A. Changes in muscle activity patterns and kinetics with increasing running speed. **Journal of strength and conditioning research**, vol. 13, n. 4, p. 400-406,1999.

LAVCANSKA, V.; TAYLOR, N.F.; SCHACHE, A.G. Familiarization to treadmill running in young unimpaired adults. **Human Movement and Science**, v. 24, p. 544-557, 2005.

MANNION, A.F.; DOLAN, P. Relationship between myoelectric and mechanical manifestations of fatigue in the quadriceps femoris muscle group. **European Journal of Applied Physiology Occupational Physiology**, Berlin, v. 74, n. 5, p. 411-419, 1996.

MARTIN, P. E.; SANDERSEN, D. J. Biomechanics of walking and running. In GARRET, W. E. & KIRKENDAL, D. (eds.) Exercise and Sport Science. Philadelphia: Lippincot Willians & Wilkins, p. 639-659, 2000.

MASUDA, K.; MASUDA, T.; SADOYAMA, T.; INAKI, M.; KATSUTA, S. Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. **Journal of Electromyography Kinesiology**, Oxford, v. 9, n. 1, p. 39-46, 1999.

McHUGH M.P., TYLER T.F., NICHOLAS S.J., BROWNE M.G., GLEIM G.W. Electromyographic analysis of quadriceps fatigue after anterior cruciate ligament reconstruction. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 31, n. 1, p. 25-32, 2001.

McNAIR PJ, WOOD GA. Frequency analysis of the EMG from the quadriceps of anterior cruciate ligament deficient individuals. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v. 33, n. 1, p. 43 – 48, 1993.

MIDGLEY, A.W.; McNAUGHTON, L.R.; WILKINSON, M. Is there an Optimal Training Intensity for Enhancing the Maximal Oxygen Uptake of Distance Runners? - Empirical Research Findings, Current Opinions, Physiological Rationale and Practical Recommendations. **Sports Medicine**, v. 36, n. 2, p. 117 - 132, 2006.

MILLER, R.H et al. Lower extremity mechanics of iliotibial band syndrome during an exhaustive run. **Gait & Posture**, v. 26, p.407– 413, 2007

MIZRAHI, J.; VERBITSKI, O.; ISAKOVET, E. Fatigue induced changes in decline running. **Clinical Biomechanics**, v.16, n. 3, p. 207-212, 2001.

MURPHY, D.F.; CONNOLY, D.A.J.; BEYNNON, B.D. Risk factors for lower extremity injury: a review of the literature. **British Journal of Sports Medicine**, v.37, 2003.

NIGG, B.M. The role of impact forces and foot pronation: a new paradigm. **Clinical Journal of Sports Medicine**, v.11, n.1, p. 2-9, 2001.

NIGG, B.M.; STEFANYSHYN, D.; COLE, G.; STERGIOU, P.; MILLER, J. The effect of material characteristics of shoe soles on muscle activation and energy aspects during running. **Journal of Biomechanics**, v. 36, p. 569-575, 2003.

NOVACHEK, T.F. The biomechanics of running. **Gait and Posture**, v. 7, p. 77– 95, 1998.

NUMMELA, A.; RUSKO, H.; MERO, A. EMG activities and ground reaction forces during fatigued and nonfatigued sprinting. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 26, n. 5., p. 605-609, 1994.

OLIVEIRA, A.S.C.; GONÇALVES, M.; CARDOZO, A.C.; BARBOSA, F.S.S. Electromyographic fatigue threshold of the biceps brachii muscle during dynamic contraction. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v. 45, p. 167-175, 2005.

PASCHALIS, V.; GIAKAS G.; BALTZOPOULOS V. The effects of muscle damage following eccentric exercise on gait biomechanics. **Gait & Posture**, v. 25 p. 236–242, 2007

PETROFSKY, J.S.; LIND, A. Frequency analysis of the surface electromyogram during sustained isometric contractions. **European Journal of Applied Physiology Occupational Physiology**, Berlin, v. 43, n. 2, p. 173-182, 1980.

PINCIVERO D.M.; CAMPY R.M.; SALFETNIKOV Y.; BRIGHT A.; COELHO A.J. Influence of contraction intensity, muscle, and gender on median frequency of the quadriceps femoris. **Journal of Applied Physiology**, v. 90, n. 3, p. 804-810, 2001.

POTVIN, J.R.; BENT, L.R. A validation of techniques using surface EMG signals from dynamic contractions to quantify muscle fatigue during repetitive tasks. **Journal of Electromyography Kinesiology**, Oxford, v. 7, n. 2, p.131-139. 1997.

QUEEN, R.M.; GROSS, M.T.; LIU, H.Y. Repeatability of lower extremity kinetics and kinematics for standardized and self-selected running speeds. **Gait and Posture**, v.23, n. 3, p. 282-287, 2006.

RAVIER, P.; BUTTELLI, O.; JENNANE, R.; COURATIER, P. An EMG fractal indicator having different sensitivities to changes in force and muscle fatigue during voluntary static muscle contractions. **Journal of Electromyography Kinesiology**, v. 15, p. 210–21, 2005.

RIBEIRO, J.P. Limiares metabólicos e ventilatórios durante o exercício. Aspectos fisiológicos e metodológicos. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v. 64, n. 2, p. 171-181, 1995.

SAUNDERS, S.W.; RATH, D.; HODGES, P.W. Postural and respiratory activation of the trunk muscles changes with mode and speed of locomotion. **Gait and Posture**, v. 20, n. 3, p. 280-290, 2004.

SAUNDERS, S.W.; SCHACHE, A.; RATH, D.; HODGES, P.W. Changes in three dimensional lumbo-pelvic kinematics and trunk muscle activity with speed and mode of locomotion. **Clinical Biomechanics**, v. 20, n. 8, p. 784–793, 2005.

SCHACHE, A. G. et al. Are anthropometric and kinematics parameters of the lumbo-pelvic-hip complex related to running injuries? **Research in Sports Medicine**, v. 13, p. 127–147, 2005.

SCHACHE A.G.; BENNELL K.L.; BLANCH P.D.; WRIGLEY T.V. The coordinated movement of the lumbo-pelvic-hip complex during running: a literature review. **Gait and Posture**, v. 10, n. 1, p. 30-47, 1999.

SCHACHE, A.G.; BLANCH, P.; RATH, D.; WRIGLEY, T.; BENNELL, K. Three-dimensional angular kinematics of the lumbar spine and pelvis during running. **Human Movement Science**, v. 21, p. 273–293, 2002.

SEBOÜÉ, B.; GUINCESTRE, J.Y. Muscular fatigue. **Annales de Réadaptation et de Médecine Physique**, v. 49, 2006.

SILVA, S.R.D., GONÇALVES, M. Análise da fadiga muscular pela amplitude do sinal eletromiográfico. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, Brasília, v. 11, n. 3, p. 15 - 20, 2003.

SILVA, S.R.D.; GONÇALVES, M.; AMADIO, A.C.; SERRÃO, J.C. Electromyographic interpretation of vastus medialis and vastus lateralis muscles fatigue in isometric contraction tests. **Revista Brasileira de Biomecânica**, v. 10, n. 6, p. 35-40, 2005.

SODERBERG, G. L.; KNUTSON, L. M. A guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. **Physical Therapy**, Alexandria, v. 80, n. 5, p. 485-498, 2000.

STULEN, F.B.; DE LUCA, C.J. Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction-velocity. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 28, n. 7, p. 515-523, 1981.

TOMCZAK, C.R.; JENDZJOWSKY, N.G.; RIESS, K.J.; TYMCHAK W, KIM D, HAENNEL R, HAYKOWSKY MJ. Relation of etiology of heart failure (ischemic versus nonischemic) before transplantation to delayed pulmonary oxygen uptake kinetics after heart transplantation. **American Journal of Cardiology**, v. 99, n. 12, p. 1745-1749, 2007.

VAN INGEN SCHENAU, G. J. I.; PRATT, C. A.; MACPHERSON, J. M. Differential use and control of mono- and biarticular muscles. **Human Movement Science**, Amsterdam, v. 13, p. 495-517, 1994.

VØLLESTAD, N.K. Measurement of human muscle fatigue. **Journal Neuroscience Methods**, Amsterdam, v. 74, n. 2, p. 219-227, 1997.

VERKERKE, G.J.; AMENT, W.; WIERENGA, R.; RAKHORST, G. Measuring changes in step parameters during an exhausting running exercise. **Gait and Posture**, v. 8, p. 37-42, 1998.

VUORIMAA, T.; VIRLANDER, R.; KURKILAHTI, P.; VASANKARI, T.; HÄKKINEN, K. Acute changes in muscle activation and leg extension performance after different running exercises in elite long distance runners. **European Journal of Applied Physiology**, Berlin, v. 96, p. 282-291, 2006.

WAKELING, J.M.; LIPHARDT, A.-M.; NIGG, B.M. Muscle activity reduces soft-tissue resonance at heel-strike during walking. **Journal of Biomechanics**, v. 36, p. 1761-1769, 2003.

WAKELING, J.M.; PASCUAL, S.A.; NIGG, B.M.; TSCHARNER, V.von Surface EMG shows distinct populations of muscle activity when measured during sustained sub-maximal exercise. **European Journal of Applied Physiology**, v. 86, p. 40-47, 2001.

WEN, D.Y.; PUFFER J.C.; SCHMALZRIED T.P. Injuries in runners: a prospective study of alignment. **Clinical Journal of Sports Medicine**, v. 8, p.187-194, 1998.

WILLEMS, T.; WITVROUW, E.; DELBAERE, K.; DE COCK, A.; DE CLERCQ, D. Relationship between gait biomechanics and inversion sprains: a prospective study of risk factors. **Gait and Posture**, v. 21, p. 379-387, 2005.