

**UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA - UDESC  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE E DO ESPORTE - CEFID  
MESTRADO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO**

**LEONARDO DE LUCCA**

**EFEITOS DA FADIGA SOBRE CARACTERÍSTICAS CINEMÁTICAS  
DA CORRIDA NA VELOCIDADE DO CONSUMO MÁXIMO DE  
OXIGÊNIO**

**FLORIANÓPOLIS, SC**

**2011**

**LEONARDO DE LUCCA**

**EFEITOS DA FADIGA SOBRE CARACTERÍSTICAS CINEMÁTICAS  
DA CORRIDA NA VELOCIDADE DO CONSUMO MÁXIMO DE  
OXIGÊNIO**

Dissertação apresentada para a banca examinadora como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre no Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, do Centro de Ciências da Saúde e do Esporte – CEFID, da Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC.

Orientador: Prof. Dr. Sebastião Iberes Lopes Melo.

**FLORIANÓPOLIS, SC**

**2011**

**LEONARDO DE LUCCA**

**EFEITOS DA FADIGA SOBRE CARACTERÍSTICAS CINEMÁTICAS  
DA CORRIDA NA VELOCIDADE DO CONSUMO MÁXIMO DE  
OXIGÊNIO**

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do grau/título de mestre do programa de pós - graduação em Ciências do Movimento Humano da Universidade do Estado de Santa Catarina.

**BANCA EXAMINADORA:**

**Orientador:** \_\_\_\_\_

**Prof. Dr. Sebastião Iberes Lopes Melo  
Universidade do Estado de Santa Catarina**

**Membro:** \_\_\_\_\_

**Prof. Dr. Luiz Fernando Martins Kruehl  
Universidade Federal do Rio Grande do Sul**

**Membro:** \_\_\_\_\_

**Prof. Dr. Fabrizio Caputo  
Universidade do Estado de Santa Catarina**

**Membro:** \_\_\_\_\_

**Prof<sup>a</sup>. Dra. Suzana Matheus Pereira  
Universidade do Estado de Santa Catarina**

**Suplente:** \_\_\_\_\_

**Prof. Dr. Noé Gomes Borges Júnior  
Universidade do Estado de Santa Catarina**

**Florianópolis, SC (24/03/2011)**

## AGRADECIMENTOS

Agradeço à minha família, meu pai Ivair, minha mãe Irma, meus irmãos Mateus e Rafael pelo apoio e incentivo ao prosseguimento na profissão e vida acadêmica. Proporcionaram todo o suporte afetivo para a superação nos momentos difíceis.

Ao meu Orientador Prof. Dr. Sebastião Iberes Lopes Melo por ter aceitado o desafio, pelos ensinamentos, momentos de confraternização e presteza na orientação do trabalho.

Ao pessoal do laboratório de Biomecânica, prof. Mário Andrade, colegas Diego, Diogo, Josi, Guth, Ana Cláudia, George, Daniel, Luciana, Choco, Duda pelo apoio.

Ao pessoal do Laboratório de Biomecânica Aquática pela assistência no empréstimo de material, em especial Thiago Gonsaga (Potter) e Prof<sup>a</sup> Suzana Mateus Pereira pelos ensinamentos acerca do APAS e apoio operacional na coleta de dados.

Ao pessoal do Laboratório de Pesquisas em Desempenho Humano, pelo fornecimento do espaço para coleta de dados e apoio operacional: Prof. Fabrizio Caputo, os amigos Guizera, Faraco, Rogério, Jardel, Armandinho, Rogério, Rafa, Nivaldo.

Aos professores e demais funcionários do programa de pós-graduação em Ciências do Movimento Humano pelo apoio no trâmite de processos ligados ao programa.

A CAPES pelo fornecimento da bolsa auxílio, o que possibilitou melhor aporte financeiro e maior dedicação aos estudos.

## RESUMO

DE LUCCA, Leonardo. **Efeitos da fadiga sobre características cinemáticas da corrida na velocidade do consumo máximo de oxigênio.** 2011. 115f. Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano – Área: Desempenho no Esporte) – Universidade do Estado de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, Florianópolis, 2011.  
Orientador: Prof. Dr. Sebastião Iberes Lopes Melo

O objetivo do estudo foi analisar os efeitos da fadiga sobre características cinemáticas durante a corrida na velocidade do consumo máximo de oxigênio determinada durante teste incremental. Participaram deste estudo 11 sujeitos ativos fisicamente, estudantes de Educação Física, praticantes de esportes coletivos. Primeiramente os sujeitos foram submetidos a um protocolo progressivo de corrida até a exaustão voluntária para determinar a velocidade do consumo máximo de oxigênio. Na sequência, os sujeitos foram submetidos a um teste de velocidade constante para identificar o tempo limite na velocidade do consumo máximo de oxigênio e adquirir os dados cinemáticos a 210 Hz referentes a 5 ciclos completos de passadas em dois instantes diferentes da corrida: a) fase inicial: 20 segundos após o início da corrida; b) fase final: último contato do pé com o solo da última passada de interesse ocorrendo 10 segundos antes do término da corrida. Os valores foram calculados pelo software APAS. Foi utilizada a estatística descritiva, o Teste t Pareado para comparação entre as médias dos dois instantes analisados e a regressão linear múltipla para verificar a contribuição das modificações cinemáticas no Tempo Limite. O nível de confiabilidade adotado foi de 95%. O aumento da máxima plantiflexão no balanço ( $p=0,009$ ) e amplitude de movimento do joelho ( $p=0,05$ ) foram as únicas diferenças significativas encontradas para o grupo todo. O tempo limite pôde ser predito pelas modificações em 6 variáveis: tempo de suporte, máxima dorsiflexão no suporte, ângulo do joelho no contato, máxima flexão do joelho no suporte, máxima flexão do joelho no balanço e ângulo do quadril na retirada do hálux. Foi possível concluir que a fadiga muscular nos estágios finais da corrida na  $vVO_{2máx}$  causa alterações cinemáticas individuais específicas nas articulações do tornozelo joelho e quadril, apesar da ausência de alterações cinemáticas significativas para a ampla maioria das variáveis. Além disso, o tempo limite pode ser predito por modificações cinemáticas ao longo da corrida na  $vVO_{2máx}$ .

**Palavras-Chave:** Fadiga, Cinemática, Corrida, Tempo Limite, Velocidade do consumo máximo de oxigênio

## ABSTRACT

DE LUCCA, Leonardo. **Fatigue effects on running kinematics at the velocity of maximal oxygen uptake.** 2011. 115p. Dissertation (Master in Human Movement Sciences: Sports Performance) – Santa Catarina State University. Graduate Studies in Human Movement Sciences. Florianópolis, 2011.

Supervisor: Prof. PhD. Sebastião Iberes Lopes Melo

The aim of the study is to analyse the effects of fatigue on kinematics characteristics during running at maximal oxygen uptake velocity. Eleven healthy males, team sports recreational players volunteered for this study. Firstly, subjects performed an incremental running test until volitional exhaustion to determine the maximal oxygen uptake velocity. The second phase consisted to a constant running velocity test at maximal oxygen uptake velocity to determine time to exhaustion at this velocity and acquire kinematical data. Subjects were filmed continuously from the left sagittal plane at 210 Hz. Video cuts from five consecutive strides from 2 different times of the run were taken for analysis: a) 20 seconds after the onset of the run; b) 10 seconds prior the end of the run. Dependent t-tests were used to assess mean values across the two time points in the test. Multiple linear regression were used to assess the contribution of kinematical changes in the time limit. The increase in maximal plantar flexion during swing ( $p=0,009$ ) and knee range of motion ( $p=0,05$ ) were the only changes found for the whole group. Time Limit were predicted by changes in six variables: support time, knee flexion at contact, maximal knee flexion during stance, maximal knee flexion during swing, hip angle at toe-off and hip range of motion. These finding suggest that muscle fatigue during latter stages of run at  $vVO_{2max}$  causes individual specific kinematical changes in ankle, knee and hip joints, moreover the absence of significant kinematic changes. Nevertheless, time limit can be predicted by kinematic changes throughout  $vVO_{2max}$ .

**Key words:** Fatigue, Kinematics, Running, Time Limit, maximal oxygen uptake Velocity

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	Câmara Filmadora para aquisição de vídeos e análise cinemática	42
Figura 2	Analisador de gases e esteira ergométrica	44
Figura 3:	Esquema ilustrativo do protocolo progressivo em esteira rolante	48
Figura 4:	Esquema ilustrativo do procedimento de coleta de dados no tempo de exaustão na velocidade do consumo máximo de oxigênio ( $\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$ ).	49
Figura 5:	Convenção de ângulos a ser utilizada no estudo segundo Kellis e Liassou (2009)	51
Figura 6:	Comportamento da articulação do tornozelo durante o ciclo de passada	65
Figura 7:	Comportamento da articulação do joelho durante o ciclo de passada	69
Figura 8:	Comportamento da articulação do quadril durante o ciclo de passada	74

## LISTA DE QUADROS

Quadro 1	Comparação individual das variáveis espaço-temporais entre o início e final da corrida	57
Quadro 2	Comparação individual das variáveis angulares do tornozelo entre o início e final da corrida	62
Quadro 3	Comparação individual das variáveis angulares do joelho entre o início e final da corrida	66
Quadro 4	Comparação individual das variáveis angulares do quadril entre o início e final da corrida	71



## LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Caracterização dos sujeitos	56
Tabela 2	Comparação dos valores médios das variáveis espaço-temporais entre o início e o final da corrida.	57
Tabela 3	Comparação dos valores médios das variáveis angulares do tornozelo entre o início e o final da corrida.	61
Tabela 4	Comparação dos valores médios das variáveis angulares do joelho entre o início e o final da corrida.	66
Tabela 5	Comparação dos valores médios das variáveis angulares do quadril entre o início e o final da corrida.	70
Tabela 6	Correlação entre Modificações Cinemáticas e Tempo Limite	76
Tabela 7	Resultados da Regressão Múltipla: Coeficientes de Regressão Ajustados ( $\beta$ ) e Relação (%) entre Modificações Cinemáticas e Tempo Limite	77

## SUMÁRIO

<b>I</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	12
1.1	CONTEXTUALIZAÇÃO DO PROBLEMA	12
1.2	OBJETIVOS	15
1.2.1	Objetivo Geral	15
1.2.2	Objetivos Específicos	15
1.3	JUSTIFICATIVA	15
<b>II</b>	<b>REVISÃO DE LITERATURA</b>	<b>17</b>
2.1	VELOCIDADE DO CONSUMO MÁXIMO DE OXIGÊNIO	17
2.2	TEMPO LIMITE NA VELOCIDADE DO CONSUMO MÁXIMO DE OXIGÊNIO	20
2.3	CARACTERÍSTICAS CINEMÁTICAS DO CICLO DE CORRIDA	23
2.4	Efeitos da fadiga sobre a cinemática da corrida	26
2.4.1	Economia de Corrida e Variáveis Cinemáticas	29
2.4.2	Exercício Submáximo	32
2.4.3	Exercício Máximo	36
<b>III</b>	<b>MÉTODO</b>	<b>40</b>
3.1	CARACTERÍSTICAS DO ESTUDO	41
3.2	SUJEITOS DO ESTUDO	41
3.3	INSTRUMENTOS	41
3.3.1	Ficha Cadastral	41
3.3.2	Instrumentos para Medidas Antropométricas	41
3.3.4	Instrumentos para Aquisição e Processamento de dados Cinemáticos	42
3.3.5	Instrumentos para Medidas Cardiorrespiratórias	43
3.4	CONTROLE DE VARIÁVEIS	44
3.5	COLETA DE DADOS	45
3.5.1	Procedimentos Preliminares	45
3.5.3	Aquisição dos dados	45
3.6	PROCESSAMENTO DOS DADOS	49
3.7	VARIÁVEIS DE ESTUDO	51
3.7.1	Variáveis Espaço-Temporais	51
3.7.2	Variáveis Angulares do Tornozelo	52

3.7.3	Variáveis Angulares do Joelho	53
3.7.4	Variáveis Angulares do Quadril	53
3.7.5	Modificações Cinemáticas	54
3.7.6	Variáveis Fisiológicas	54
3.8	TRATAMENTO ESTATÍSTICO	55
<b>IV</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÃO</b>	<b>56</b>
4.1	COMPARAÇÃO DAS VARIÁVEIS CINEMÁTICAS ENTRE O INÍCIO E O FINAL DA CORRIDA	56
4.2.1	COMPARAÇÃO DAS VARIÁVEIS ESPAÇO-TEMPORAIS ENTRE O INÍCIO E FINAL DA CORRIDA	57
4.2.2	COMPARAÇÃO DAS VARIÁVEIS ANGULARES DA ARTICULAÇÃO DO TORNOZELO ENTRE O INÍCIO E FINAL DA CORRIDA	61
4.2.3	COMPARAÇÃO DAS VARIÁVEIS ANGULARES DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO ENTRE O INÍCIO E FINAL DA CORRIDA	65
4.2.4	COMPARAÇÃO DAS VARIÁVEIS ANGULARES DA ARTICULAÇÃO DO QUADRIL ENTRE O INÍCIO E FINAL DA CORRIDA	70
4.3	CONTRIBUIÇÃO DAS MODIFICAÇÕES CINEMÁTICAS NO TEMPO LIMITE NA $\dot{V}O_{2\text{máx}}$ .	75
<b>V</b>	<b>CONCLUSÕES</b>	<b>84</b>
	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b>	<b>85</b>
	<b>APÊNDICE I</b>	<b>98</b>
	<b>APÊNDICE II</b>	<b>100</b>
	<b>APÊNDICE III</b>	<b>102</b>
	<b>ANEXO I</b>	<b>114</b>
	<b>ANEXO II</b>	<b>118</b>

## I INTRODUÇÃO

### 1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO DO PROBLEMA

A velocidade mínima na qual o consumo máximo de oxigênio ( $VO_{2máx}$ ) é atingido durante um teste incremental em esteira ( $vVO_{2máx}$ ) tem sido utilizada como parâmetro de treinamento para corridas de média e longa distância (BILLAT et al., 1999). O interesse na identificação da  $vVO_{2máx}$  está no fato de que para aumentar o  $VO_{2máx}$ , as intensidades de treinamento devem ser muito próximas ou equivalentes ao próprio  $VO_{2máx}$  pois, nesta intensidade, a pressão sanguínea e a sobrecarga mecânica exercidas no miocárdio atingem valores máximos, sendo assim os principais estímulos para o aumento do volume de ejeção máximo (CLAUSEN, 1977; COOPER, 1997) que é um importante determinante do  $VO_{2máx}$  (BASSET e HOWLEY, 2000). Se atingir e sustentar a  $vVO_{2máx}$  é de suma importância para o aumento do  $VO_{2máx}$ , é de interesse de pesquisadores da ciência do esporte entender os mecanismos fisiológicos e biomecânicos que podem influenciar o tempo limite ( $T_{lim}$ ) que a  $vVO_{2máx}$  pode ser sustentada.

Um fator fisiológico que poderia influenciar o tempo limite nesta velocidade é o acúmulo de ácido láctico e os prótons associados no músculo esquelético ativo (MIDGLEY, NAUGHTON e WILKINSON, 2006). A partir desse pressuposto, é possível que se o  $VO_{2máx}$  pode ser atingido durante a corrida e se o acúmulo de ácido láctico possa ser atrasado, o corredor poderia ser capaz de sustentar o  $VO_{2máx}$  por períodos mais longos, e dessa forma estender o tempo de exaustão na  $vVO_{2máx}$ . Até a intensidade do Limiar Anaeróbio (LAN) ocorre predomínio evidente da utilização do metabolismo aeróbio e, a partir dessa intensidade, inicia-se aumento da demanda do metabolismo anaeróbio láctico, o que leva a perda do equilíbrio entre produção e remoção de metabólitos (DENADAI, 1995; RIBEIRO, 1995). Assim, nos domínios muito pesado (acima do LAN) e severo (acima do  $VO_{2máx}$ ), o  $VO_2$  e o lactato sanguíneo [La] não atingem o estado de equilíbrio e continuam a aumentar até o fim do exercício (SMITH e JONES, 2001), o que caracteriza, um possível acúmulo de metabólitos na fibra muscular, fator que levaria a alteração da sua função devido à fadiga (ALEM, LAMB e WESTERBLAD, 2008).

Portanto, em velocidades de corrida realizadas acima do LAn podem ocorrer modificações nos parâmetros cinemáticos de corrida analisados e dessa forma, mudanças no estilo de corrida como já reportado na literatura (BATES e HAVEN, 1974; ELLIOT e ROBERTS, 1980; SILER e MARTIN, 1991; DERRICK, DEREU e MCLEAN, 2002). A análise cinemática da corrida sob condições extenuantes torna-se importante, pois o padrão da passada pode ser alterado, como já demonstrado por vários estudos que analisaram as modificações cinemáticas da corrida em situação de fadiga realizada em velocidade submáxima constante (CAVANAGH e WILLIAMS, 1982; WILLIAMS, SNOW e AGRUSS, 1991, SILER e MARTIN 1991; MIZRAHI et al., 2000c; MILLET et al., 2010).

Mizrahi et al., (2000c) demonstraram diminuições na frequência de passada, aumento no ângulo de extensão máxima do joelho, diminuição na flexão de joelhos e aumento no deslocamento vertical do quadril ao longo de uma corrida de 30 minutos realizada a uma velocidade 5% acima do LAn. Derrick, Dereu e Mclean (2002) relataram que o joelho torna-se mais flexionado e o ângulo do retropé mais invertido no contato inicial com o solo, o que os levou a postular que alterações cinemáticas aumentam o  $VO_2$  nos instantes finais da corrida até a exaustão realizada a  $3,4 \pm 0,4$  m/s. Kellis e Liassou (2009) investigaram as modificações cinemáticas da corrida a  $3,61$  m/s através de um protocolo de indução relataram que a fadiga no tornozelo diminuiu a dorsiflexão e o protocolo de fadiga no joelho causou maior flexão do joelho no contato. Os autores concluíram a estratégia para compensar a fadiga foi adotada com o intuito de proteger as articulações da força de impacto no contato inicial e prevenir deteriorações da *performance* nos instantes de retirada do pé do solo e na fase de balanço. Christina, White e Gilchrist (2001) induziram corredoras à fadiga dos músculos dorsiflexores e invertores do pé e depois as submeteram a uma corrida em esteira a  $2,9$  m/s, onde relataram diminuição da dorsiflexão e aumento da taxa de carga no pico da força de impacto. Adicionalmente, Elliot e Ackland (1981) relataram em seus achados que parâmetros biomecânicos do pé podem ter a maior influência em características biomecânicas da corrida e desempenho geral quando corredores realizaram uma prova de 10.000 metros.

É possível notar que os estudos se preocupam em analisar diferentes protocolos de indução à fadiga tanto de forma geral quanto localizada e os efeitos da fadiga em articulações específicas. No entanto, poucos estudos analisaram variáveis cinemáticas da corrida realizadas em velocidades próximas ou correspondentes ao

$VO_{2max}$  onde o sujeito é exposto a uma maior demanda fisiológica e a carga é aplicada de forma relativa para cada sujeito caracterizando o domínio severo, diferentemente da maioria dos protocolos supracitados onde velocidades fixas são adotadas para todos os avaliados. Dentro deste escopo, Gazeau, Koralsztein e Billat (1997) evidenciaram diversas mudanças em variáveis cinemáticas na segunda metade da corrida na  $vVO_{2máx}$ , como aumento no comprimento de passada acompanhado pelo aumento da amplitude intersegmental, como flexão máxima de quadril e joelho durante a fase de balanço. Os autores postularam que os corredores que mantiveram os estilos de corrida mais estáveis foram capazes de correr por mais tempo e que a capacidade dos músculos flexores do joelho em desempenhar o papel de frenagem mesmo no início da fadiga foi um fator determinante na manutenção de parâmetros biomecânicos da passada na  $vVO_{2máx}$ . Hayes, Bowen e Davies (2004) aplicaram um delineamento de estudo similar e perceberam fortes correlações negativas e significativas entre resistência muscular local de flexores e extensores de quadril e joelho e mudanças cinemáticas ( $\Delta$ ) que ocorrem entre o início e o fim da corrida até a exaustão na  $vVO_{2máx}$ , sendo que os corredores com maior resistência muscular local apresentaram menores modificações nas variáveis cinemáticas ao longo da corrida.

Verifica-se que parâmetros cinemáticos da articulação do tornozelo não foram analisados nos poucos estudos que objetivaram investigar modificações cinemáticas na  $vVO_{2máx}$ , dando ênfase somente à cinemática do quadril e joelho. Estudos anteriores relataram alterações cinemáticas na articulação do tornozelo e sua importância na absorção de choques (CHRISTINA, WHITE e GILCHRIST, 2001), manutenção de um estilo de corrida mais econômico (BONACCI et al., 2001) e melhora da propulsão durante a fase de suporte (LIEBERMAN et al., 2010). Dessa forma, espera-se que nesta velocidade, modificações cinemáticas ocorram já a partir da articulação do tornozelo e que esta, em conjunto com outras variáveis, possa ter relação com o tempo limite

A partir do pressuposto que modificações cinemáticas em toda a extremidade inferior ocorrem durante a corrida de velocidade constante em decorrência da fadiga muscular e que os fatores preditores do tempo limite na  $vVO_{2máx}$  ainda são incertos, formula-se a seguinte questão problema: **Quais os efeitos da fadiga sobre características cinemáticas durante a corrida realizada na  $vVO_{2máx}$  e a influência de modificações cinemáticas sobre o tempo limite na  $vVO_{2máx}$ ?**

## 1.1 OBJETIVOS

### 1.1.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo do presente estudo é avaliar os efeitos da fadiga sobre a cinemática da corrida realizada na  $vVO_{2máx}$  e interação das modificações cinemáticas na determinação do tempo limite na  $vVO_{2máx}$ .

### 1.1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- a) Comparar variáveis cinemáticas em diferentes instantes da corrida realizada na  $vVO_{2máx}$
- b) Investigar a relação entre o tempo limite na  $vVO_{2máx}$  e modificações em variáveis cinemáticas.
- c) Verificar a contribuição de modificações cinemáticas no tempo limite na  $vVO_{2máx}$ .

## 1.2 JUSTIFICATIVA

A corrida realizada na  $vVO_{2máx}$  é aplicada de várias formas nas sessões de treinamento em várias modalidades esportivas tanto individuais quanto coletivas, nos mais diversos níveis competitivos. Essa velocidade é de interesse para treinamento aeróbio de alta intensidade e está próxima a velocidade de várias provas do atletismo, por isso é de interesse para pesquisadores da ciência do esporte evidenciar não apenas os aspectos fisiológicos, mas também os fatores biomecânicos que podem influenciar o tempo limite nesta velocidade. Neste caso, a avaliação biomecânica em esteira rolante no ambiente laboratorial permite o controle de variáveis como velocidade, inclinação e fatores ambientais, além de fornecer dados de vários ciclos repetidos da corrida. Sendo assim, este trabalho justifica-se em razão dos seguintes aspectos:

Os estudos de ordem biomecânica que objetivam analisar as modificações cinemáticas ao longo da corrida na  $vVO_{2máx}$  são escassos. De nosso conhecimento, somente 2 estudos apresentaram esse delineamento, e além disso, a articulação do

tornozelo não foi analisada. Os estudos sobre o tempo limite na  $vVO_{2máx}$  indicam grande variabilidade desta variável entre os sujeitos e a tentativa de esclarecer tal fato recai somente sobre variáveis fisiológicas, o que justifica outro objetivo do presente estudo na tentativa de verificar se variáveis cinemáticas podem explicar diferenças no tempo limite.

Os parâmetros biomecânicos do ciclo gestual devem ser observados pelos treinadores e atletas, ou seja, durante as sessões de treinamento algumas instruções concernentes à biomecânica devem ser adicionadas aos métodos clássicos de treinamento. Identificar estratégias que podem ser utilizadas para compensar a fadiga de músculos específicos é importante, pois pode prover um melhor entendimento do papel desses músculos na estabilidade articular e desempenho.



## II REVISÃO DE LITERATURA

Com a finalidade de fundamentar o problema de estudo, métodos e identificar lacunas na literatura foram selecionados alguns assuntos que para fins didáticos estão organizados em tópicos. Por se tratar de um estudo que envolve duas grandes áreas do conhecimento esses tópicos serão divididos com base na biomecânica e fisiologia. Como já justificado anteriormente, a importância para o treinamento físico da velocidade no consumo máximo de oxigênio e o tempo limite nesta velocidade é a razão para investigar as respostas biomecânicas nesta intensidade, portanto, de forma didática, dois tópicos serão compostos dessa maneira. De interesse do estudo, também é analisar as características cinemáticas em diferentes instantes da corrida nesta velocidade, onde a fadiga muscular pode influenciar as respostas. Portanto, serão abordados tópicos a respeito do estado da arte sobre a cinemática da corrida com ênfase especial nos estudos que investigaram os efeitos da fadiga na cinemática da corrida.

### 2.1 A velocidade de corrida no consumo máximo de oxigênio ( $vVO_{2máx}$ )

Neste tópico serão abordados conceitos sobre a  $vVO_{2máx}$ , considerações fisiológicas e metodológicas. Os termos velocidade máxima aeróbia (VMA) e velocidade associada ao consumo máximo de oxigênio ( $vVO_{2máx}$ ) são adotados por diferentes autores na literatura para indicar a mesma variável, portanto, por convenção será adotado o termo  $vVO_{2máx}$ .

Hill e Lupton (1923) foram os primeiros a observar que o  $vO_2$  aumenta de acordo com o aumento da velocidade de corrida atingindo um máximo em determinadas velocidades, que, segundo eles estaria a partir de  $256 \text{ m}\cdot\text{min}^{-1}$ . Nesta velocidade, onde nenhum aumento adicional do consumo de oxigênio ocorre, o coração, pulmão, a circulação e a difusão de oxigênio para as fibras musculares ativas atingem sua atividade máxima. Em altas velocidades, o requerimento de oxigênio é ainda maior, porém este não pode ser satisfeito e o débito de oxigênio aumenta continuamente (BILLAT e KORALSZTEIN, 1996).

Como ressaltado por Levine (2008), a capacidade de *performance* humana depende dentre outros fatores, do consumo e utilização de oxigênio através da integração entre o sistema cardiopulmonar e o tecido muscular esquelético. As discussões a respeito dos fatores limitantes do  $VO_{2máx}$  convergem para a existência de fatores tanto de ordem centrais e periféricas. Os fatores centrais incluem todos os mecanismos fisiológicos que transferem oxigênio do ambiente para o sangue, bombeiam-no para a periferia e o distribui para as fibras musculares. Os fatores periféricos incluem todos os processos intracelulares que ocorrem uma vez que a molécula de oxigênio é transferida para o interior da fibra para a produção oxidativa de ATP, e os eventos neuromotores que desencadeiam o fluxo de cálcio e contração muscular (LEVINE, 2008). Uma grande parte de um debate instigado por Noakes centra-se na possibilidade de os fatores periféricos, predominantemente o recrutamento muscular, determinar por si só o  $VO_{2máx}$ , ou se o  $VO_{2máx}$  tem fatores centrais limitantes independente do recrutamento muscular. Assim, Noakes articulou o que ele considera um “novo modelo” para a fisiologia integrada da *performance*, dando a denominação de Modelo do Governador Central (NOAKES et al., 2001; NOAKES e ST-CLAIR, 2004). Segundo esse modelo, um “governador central” desliga o corpo freando o recrutamento motor muscular em altas cargas de trabalho para evitar um distúrbio acentuado da homeostase. Portanto, durante um exercício incremental, o maior  $VO_2$  atingido realmente não significa a real capacidade máxima de transportar oxigênio aos tecidos e utilizá-lo para a produção de ATP, pois ainda restariam reservas que o indivíduo não escolhe mobilizar.

A  $vVO_{2máx}$  é uma variável muito útil, pois combina o  $VO_2$  e a Economia de Corrida (EC) de maneira única e pode caracterizar corredores dentro de um grupo. O conceito de Velocidade Máxima Aeróbia (VMA) foi introduzido para tal intensidade a partir da observação de que esta foi capaz de explicar diferenças individuais entre corredores que o  $VO_{2máx}$  e a Economia de Corrida isoladamente não o foram (HILL e ROWELL, 1996). Adicionalmente, estudos demonstram que essa velocidade está relacionada à *performance* de várias provas do atletismo. Dentre eles, destaca-se o de Morgan et al., (1989) demonstrou que variações no tempo de 10km foram mais correlacionadas com a  $vVO_{2máx}$  que o  $VO_{2máx}$  e a Economia de Corrida isoladamente.

Atualmente, esta velocidade é definida como a velocidade mínima que se atinge o  $VO_{2máx}$  em um protocolo incremental de exercício sendo muito utilizada no

treinamento para a melhora do  $VO_{2m\acute{a}x}$  (BILLAT et al., 1999; BILLAT et al., 1994a,b), pois altas cargas mecânicas são impostas ao sistema cardiovascular. No entanto, foi demonstrado que o  $VO_{2m\acute{a}x}$  pode ser atingido em várias velocidades que são maiores ou menores que aquela ocorrida durante o exercício incremental máximo (WHIPP, 1994) e que dentro deste intervalo existe uma velocidade que permite o maior tempo de exercício no  $VO_{2m\acute{a}x}$ , definido como a assíntota entre a relação Tempo no exercício–velocidade, mais conhecida como Velocidade Crítica (VC) (MONOD e SCHERER, 1965; BILLAT, BLONDEL e BERTOIN, 1999).

Noakes (1988) questionou a validade do  $VO_{2m\acute{a}x}$  como preditor da *performance* em provas de corrida uma vez que modificações com o treinamento ocorrem sem modificações no  $VO_{2m\acute{a}x}$ . Assim, ele sugere que um bom preditor da *performance* de enduro é o pico de velocidade em esteira, pois a máxima velocidade pode estar relacionada à capacidade muscular para os ciclos de pontes cruzadas e adaptações respiratórias. Em estudo posterior, Noakes et al., (1990) confirmou que o pico de velocidade de corrida em esteira foi capaz de prever a *performance* de todas as distâncias entre 10 e 90km, o que dá suporte adicional para a importância de identificar essa velocidade, mais do que o valor do  $VO_{2m\acute{a}x}$  propriamente dito. Adicionalmente, Daniels et al., (1984) investigaram corredoras de elite e verificaram que a  $vVO_{2m\acute{a}x}$  foi próxima à velocidade média dos 3.000 metros.

Diferentes protocolos de teste progressivo máximo têm sido aplicados para identificar a  $vVO_{2m\acute{a}x}$ . No protocolo proposto por Noakes (1988) os indivíduos iniciaram o teste a 10km/h com aumentos de 1km/h a cada minuto até a exaustão. O pico de velocidade foi considerado a maior velocidade mantida por 1 minuto. Quando o indivíduo não era capaz de manter a velocidade por 1 minuto, a velocidade do estágio precedente foi considerada como pico de velocidade. O  $VO_{2m\acute{a}x}$  foi então considerado como o maior valor medido durante 1 minuto. Isso significa que o pico de velocidade pode ser atingido em uma velocidade maior que aquela que explicita inicialmente o  $VO_{2m\acute{a}x}$ .

Kuipers et al., (1985) propuseram um protocolo de 3 minutos e a seguinte equação para ajustar a velocidade máxima atingida em teste progressivo baseada no tempo que esta é mantida:  $V_{m\acute{a}x}(km/h)=v + 0,5.(t/180)$ , onde  $v$  é a última velocidade completada por 180 segundos;  $t$  é o número de segundos que a última velocidade foi atingida em um estágio não completo; 0,5 é o valor do aumento da velocidade em km/h e 180 é o número de segundos do estágio. Essa equação pode

ser então utilizada para corrigir os valores do pico de velocidade, baseada também nos estágios incompletos durante o protocolo progressivo.

Billat et al., (1994a) utilizaram um protocolo com velocidade inicial de 12km/h (0% inclinação) com incrementos de 2km/h a cada 3 minutos até 80% da melhor performance de 3.000 metros, e 1km/h a partir de então. A  $vVO_{2máx}$  foi a menor velocidade que explicitou o  $VO_{2máx}$ , ou um pico de  $VO_2$  ( $VO_{2pico}$ ) quando o platô não foi observado. As velocidades dos estágios e os incrementos de velocidade utilizados por diferentes autores podem ser fatores responsáveis por diferentes valores de  $vVO_{2máx}$  encontrados para um mesmo corredor. Contudo, Billat et al., (1996a) investigaram a influência da duração e incrementos dos estágios de um teste progressivo (1km/h a cada 2 minutos x 0,5km/h a cada 1 minuto) sobre a  $vVO_{2máx}$  e sobre os tempos de exaustão nas duas  $vVO_{2máx}$  identificadas pelos diferentes protocolos e demonstraram que as duas  $vVO_{2máx}$  obtidas não apresentaram diferença significativa.

## 2.2 O Tempo Limite na velocidade do consumo máximo de oxigênio

Neste tópico, serão abordados aspectos fisiológicos sobre o tempo de exaustão ou tempo limite na  $vVO_{2máx}$  (TLim). Trata-se do tempo até a exaustão voluntária em uma corrida de velocidade constante. Essa velocidade é a previamente determinada em teste progressivo máximo e considerada como a mínima velocidade onde consumo máximo de oxigênio foi atingido.

Um índice de *performance* para corredores de média e longa duração pode ser representado pelo tempo requerido para correr uma determinada distância. Para toda velocidade de corrida, o indivíduo é capaz de sustentar um tempo de corrida que é comumente chamado de “Tempo Limite” ou “Tempo de Exaustão (TLim)”.

Astrand e Rodahl (1977) relataram que indivíduos treinados podem sustentar o  $VO_{2máx}$  por no máximo 20 minutos. No entanto, uma revisão que analisou os estudos que mediram essa variável demonstrou valores menores que 12 minutos e de 6 minutos em média (BILLAT e KORALZSTEIN, 1996). Contudo, existe a necessidade em diferenciar o tempo total de corrida sustentado na velocidade associada ao  $VO_{2máx}$  ( $vVO_{2máx}$ ) do tempo no qual o  $VO_{2máx}$  é mantido durante a corrida.

Volkov et al., (1975) utilizaram a velocidade mínima na qual o  $VO_{2máx}$  é atingido para mensurar a capacidade máxima aeróbia, ou seja, o total de oxigênio consumido no  $VO_{2máx}$  solicitando os indivíduos a manterem a sua  $vVO_{2máx}$  durante a maior distância possível. Morton e Billat (2000) descrevem o intervalo de potências ou velocidades que podem ocasionar exaustão em tempos distintos através de três domínios fisiológicos, segundo esses autores, a potência pode ser alta, que seria maior que a potência crítica, mas insuficiente para atingir o  $VO_{2máx}$ . Pode ser alta ou máxima, suficiente para levar o  $VO_2$  ao seu máximo antes da exaustão, ou pode ser extrema, tal que o indivíduo se torna exausto antes do tempo suficiente para o  $VO_2$  atingir o seu máximo.

Portanto, a mínima potência ou velocidade requerida para explicitar o  $VO_{2máx}$  antes da exaustão, e o tempo sustentado no  $VO_{2máx}$ , são dois fenômenos de interesse recente para fisiologistas do exercício, treinadores esportivos e atletas em treinamento. Billat, Blondel e Berthoin (1999) buscaram determinar a velocidade que permite o maior tempo de sustentação no  $VO_{2máx}$  calculando a inclinação da linha de regressão distância/tempo de corridas realizadas a 90, 100, 120 e 140% da  $vVO_{2máx}$ . Foi evidenciado que essa velocidade não foi diferente significativamente da velocidade determinada em um protocolo progressivo com estágios de 3 minutos em 6 estudantes de Educação Física. Além disso, a velocidade crítica calculada somente com os tempos e distâncias no  $VO_{2máx}$  e não somente pelos tempos e distâncias totais na  $vVO_{2máx}$  não foram diferentes significativamente da velocidade mínima que atinge o  $VO_{2máx}$  no protocolo progressivo.

O TLim parece estar relacionado a alguns índices fisiológicos de performance e ao desempenho em algumas provas do atletismo. Billat et al., (1994b) investigaram a relação entre o TLim,  $VO_{2máx}$ , Limiar Anaeróbio expresso em fração do  $VO_{2máx}$  ( $\%VO_{2máx}$ ), Economia de corrida (expressa como o custo de oxigênio para a corrida de velocidade submáxima) e a  $vVO_{2máx}$  em 38 corredores de longa distância de elite. O tempo limite na  $vVO_{2máx}$  foi de  $360 \pm 107$  seg (6 min  $\pm$  1 min 47 seg) com Coeficiente de Variação de 29,9%. Os valores TLim foram correlacionados negativamente com  $vVO_{2máx}$  ( $r=-0.362$ ),  $VO_{2máx}$  ( $r=-0.347$ ) e positivamente com o Limiar Anaeróbio ( $r=0.378$ ). Em outro estudo do mesmo grupo de pesquisadores, Billat et al., (1994a) demonstraram que o Tempo Limite na  $vVO_{2máx}$  não foi correlacionado ao  $VO_{2máx}$  e à  $vVO_{2máx}$ , mas foi correlacionado com a velocidade

média de 21,1km, e como no outro estudo supracitado, ao Limiar Anaeróbio expresso como fração (%) da  $vVO_{2máx}$ .

Portanto, essa última relação sugere que os sujeitos capazes de sustentar a  $vVO_{2máx}$  por um tempo maior foram aqueles que demonstraram um aumento da concentração da lactato em estágios mais tardios do teste incremental e os que correram mais rápido a meia maratona. Esses achados evidenciam que os corredores que apresentaram os maiores valores de Potência máxima aeróbia são aqueles que encurtam o seu tempo limite. De fato, os corredores do estudo de Billat et al., (1994b) correram na mesma velocidade relativa ( $100\%vVO_{2máx}$ ), mas em termos absolutos (km/h) não representa o mesmo consumo energético, o que de fato ocorre em todos os estudos onde o TLim é de interesse.

Estudos como os de Billat et al., (1994a,b) sugerem que o TLim na  $vVO_{2máx}$  é reproduzível para um indivíduo, porém apresenta uma grande variação entre indivíduos de um grupo com coeficiente de variação baixo para o  $VO_{2máx}$ . como exemplo, para um valor médio de 6 minutos no tempo de exaustão em um grupo de corredores, o coeficiente de variação pode chegar a 25%. A partir dessa premissa, muitos estudos tem buscado por explicações para a grande variabilidade interindividual no TLim na  $vVO_{2máx}$ . Para tal, vários estudos têm buscado investigar a relação entre o TLim e alguns índices fisiológicos tidos como determinantes adicionais de *performance*. Billat et al., (1994a) observaram que o Tlim foi negativamente correlacionado ao  $VO_{2máx}$  ( $r=-0.34$ ) e à  $vVO_{2máx}$  ( $r=-0.32$ ) mas positivamente correlacionado à velocidade do Limiar Anaeróbio ( $vLAN$ ) relativa ao  $VO_{2máx}$  ( $\% VO_{2máx}$ ) ( $r=0.37$ ).

Em estudo posterior, Billat et al., (1994b) demonstraram que a velocidade do limiar anaeróbio ( $\%vVO_{2máx}$ ) de 12 corredores sub-elite também foi correlacionada ao TLim ( $r=0.58$ ,  $p<0.05$ ). Posteriormente, o mesmo delinamento foi aplicado com corredores sub-elite e da mesma forma a velocidade relativa da máxima fase estável de lactato ( $\%VO_{2max}$ ) foi correlacionada ao TLim ( $r=0.604$ ,  $p<0.05$ ). Hills e Rowell (1996) investigaram corredoras treinadas e observaram que o Limiar Anaeróbio (LAN) explicou 44% da variação interindividual no TLim, o déficit de oxigênio foi responsável por 26%, e o compêndio de variáveis derivada do conceito de potência crítica  $[(TLimVO_{2máx}).(VO_{2máx}-LAN)]$  explicou 36%. Os autores relataram que o TLim por si só, ou em combinação com o LAN não pode ser utilizado para estimar a capacidade anaeróbia e que, outros fatores, além da capacidade anaeróbia e o LAN

contribuem para a larga variabilidade interindividual no TLim. A partir dessas premissas, podemos dar suporte aos postulados de Higgs (1973) em um estudo com corredoras estudantes, onde este autor relata que a capacidade anaeróbia e a motivação podem ser as mais importantes variáveis que influenciam o tempo de *performance*.

Mindgley, Naughton e Wilkinson (2006) investigaram a relação entre a velocidade relativa do Limar Anaeróbio ( $\%vVO_{2máx}$ ) e o tempo na qual o  $VO_{2máx}$  pode ser sustentado depois de ter sido atingido ( $TVO_{2máx}$ ) na  $vVO_{2máx}$  em 7 corredores moderadamente treinados. Foram encontradas correlações significativas entre a  $vLAn$  e o  $TVO_{2máx}$  ( $r=0.82$ ) bem como o  $TVO_{2máx}$  e o TLim ( $r=0.89$ ), o que pode ser explicado por um tempo reduzido para atingir o  $VO_{2máx}$  e aumento do TLim. Portanto, neste caso o LAn influenciou o tempo relativo no qual o  $VO_{2máx}$  pode ser sustentado durante uma corrida constante na  $vVO_{2máx}$ . Acima da  $vLAn$ , as concentrações de ácido láctico aumentam acentuadamente em função da intensidade de exercício (SKINNER e MCLELLAN, 1980), conseqüentemente, durante a corrida na  $vVO_{2máx}$  o ácido láctico pode ter um acúmulo mais rápido em indivíduos com maiores diferenças entre a  $vLAn$  e  $vVO_{2máx}$ , com uma redução concomitante no TLim.

O TLim deve ser estimado de maneira precisa, onde os cuidados metodológicos devem ser aplicados desde a identificação da  $vVO_{2máx}$ , caso contrário as variáveis derivadas terão pouco significado. No mesmo estudo em que Billat et al., (1996a) demonstraram que a  $vVO_{2máx}$  parece não ser afetada pelo protocolo de exercício, esses pesquisadores demonstraram que apesar da grande diferença interindividual encontrada, (coeficiente de variação entre 35% e 45%) os tempos não foram diferentes significativamente, o que demonstra que mudanças no protocolo não têm impacto significativo na  $vVO_{2máx}$  e conseqüentemente no TLim. De acordo com Billat et al., (1996b) e Hills e Rowell (1996) o TLim apresenta uma grande variabilidade interindivíduos com coeficientes de variação de 34% e 21% respectivamente. Assim, considera-se um objeto de estudo interessante, determinar se esta variação no TLim pode ser explicada devido a diferenças em componentes de origem cardiorrespiratória e também biomecânica.

### 2.3 Características Cinemáticas do ciclo de corrida

Neste t3pico as caracter3sticas cinem3ticas do ciclo de corrida ser3o abordadas, com especial 4nfase no ciclo gestual, as suas fases de interesse e as vari3veis angulares e espa3o-temporais extra3das nas an3lises.

Williams (2004) define a cinem3tica da corrida como um grupo de medidas que s3o utilizadas para identificar as diferen3as individuais entre corredores, grupos de corredores ou condi33es espec3ficas. Entre essas medidas, destacam-se o deslocamento, velocidade e acelera33o dos segmentos corporais e o movimento do centro de massa do corpo. 4 considerada como o ponto de partida para uma s3rie de an3lises que podem vir a ser um interessante achado tanto para os aspectos biol3gicos como para os aspectos mec3nicos da corrida.

Embora existam in3meras vari3veis para descrever a cinem3tica da corrida, os componentes b3sicos s3o a freq3ncia de passada e o comprimento de passada (MERCER et al., 2002). O comprimento da passada 4 uma das medidas biomec3nicas mais estudadas. Refere-se 3 dist3ncia entre o ponto de contato de um p3 at3 o pr3ximo contato do mesmo p3, com o comprimento do meio passo definido como a dist3ncia entre os toques sucessivos de p3s diferentes. Assim sendo, a velocidade de corrida (VC) 4 determinada pelo comprimento de passada (CP) e a freq3ncia de passada (FP):  $VC = CP \times FP$  (WILLIAMS, 2004).

O ciclo de passada 4 descrito detalhadamente por Field et al., (2005) em tr3s fases distintas: suporte, balan3o e v3o. A fase de suporte ocorre quando o p3 est3 em contato com o solo, a fase de balan3o ocorre quando o p3 se move para frente saindo do solo na prepara33o para a propuls3o at3 a fase de v3o. Durante a fase de v3o o corredor encontra-se no ar sem contato com nenhum dos p3s com o solo. A fase de suporte 4 ainda subdividida em aterrissagem, meio apoio e propuls3o. Na aterrissagem, a maioria dos corredores realiza a batida do calc3neo no solo, com extens3o do joelho atrav3s do quadr3ceps e aux3lio dos isquiotibiais na estabiliza33o durante o contato inicial. Os m3sculos dorsiflexores s3o ativados quando o p3 4 estendido no contato, j3 durante o meio apoio, os dorsiflexores do tornozelo servem para aplanar o p3 excentricamente no solo e o p3 ent3o sofre prona33o permitindo maior flexibilidade e propuls3o. O quadr3ceps contrai enquanto a t3bia sofre rota33o interna no t3lus, o quadril e Joelho alinham verticalmente com o tornozelo. A propuls3o 4 a fase final do suporte onde o quadril estende atrav3s da a33o do gl3teo m3ximo e isquiotibiais. Nesta fase, os m3sculos do compartimento anterior do tornozelo, como tibial posterior e o fibular fornecem a propuls3o final do solo com os



músculos fibulares auxiliando a iniciar a flexão plantar e propulsão. Quando a articulação subtalar do tornozelo é supinada, o tibial posterior previne a pronação excessiva permitindo a rotação externa da tíbia. Após deixar o solo, o membro inferior balança para frente com a fase inicial consistindo em aceleração. Os flexores do quadril elevam o quadril e a perna do solo e, por conseguinte, a perna é desacelerada na preparação para a batida no solo que já é iminente. Os isquiotibiais contraem, tornando o balanço mais lento e os fibulares são ativados para estabilizar o tornozelo, o que permite uma aterrissagem estável e coordenada.

No campo de estudo da biomecânica da corrida existe um interesse especial no estudo da frequência de passada e do comprimento de passada e de como essas variáveis por si só, ou em conjunto com variáveis cinemáticas da extremidade inferior podem influenciar a eficiência mecânica em diversas condições. Tem sido descrita uma relação não linear entre o custo energético da corrida e a frequência de passada e o comprimento de passada onde a diminuição ou o aumento de um desses elementos mecânicos do ciclo gestual tende a incrementar a variável bioenergética, no caso o consumo de oxigênio (MORGAN et al., 1989; SPARROW et al., 2000).

A frequência de passada é modulada por um mecanismo particular assumido pelo sistema nervoso central. A mudança na frequência segmentar está associada com mudanças de rigidez global dos segmentos em fase não propulsiva, sugerindo que a frequência de passada é alterada pela mudança da atividade tônica dos músculos da cadeia cinemática em fase não propulsiva (BONNARD e PAILHOUS, 1993). Com o aumento da velocidade, os corredores aumentam o comprimento de passada até atingir o comprimento de passada para seu ritmo de prova. Quando os corredores são forçados a correr mais rápido que esse ritmo, eles aumentam a frequência de passada enquanto mantêm seu comprimento de passada confortável. Maiores flexões de coxa e joelho podem ser fatores que aumentam a frequência de passada. O Momento de inércia da extremidade inferior por volta da articulação do quadril é diminuído por uma maior flexão do quadril e o aumento do momento de inércia aumenta a velocidade angular da extremidade inferior durante a fase de vôo (SHIM et al., 2003)

Resumidamente Nigg et al., (1987) descrevem o comportamento dos membros inferiores na corrida. Antes do toque do pé, começa a extensão do quadril, mas há um leve período de flexão depois que o pé toca o solo devido às forças de

impacto, e o quadril começa a se estender rapidamente. A articulação do joelho mostra dois períodos de flexão, um durante o apoio e outro durante a oscilação, com a flexão na oscilação servindo para reduzir o momento de inércia da perna, tornando mais fácil a oscilação da perna para o próximo toque do pé. Dependendo do estilo de corrida de um corredor em particular, o tornozelo também pode mostrar uma rápida extensão seguindo o toque do pé, em um indivíduo com toque de retopé, ou pode começar a flexionar-se, em um indivíduo com toque do mediopé ou antepé.

Quanto às características angulares, Williams (2004) relatou que com o aumento da velocidade máxima, os ângulos de flexão e extensão do quadril aumentam, assim como o ângulo de flexão máxima do joelho, nos períodos de oscilação e apoio. O ângulo da coxa com a linha vertical, ao toque do pé, aumenta com o aumento da velocidade de corrida, e o ângulo do joelho ao toque do pé é menos estendido em velocidades mais altas, comparado com velocidades mais baixas. Há uma menor extensão do ângulo do joelho antes do toque do pé em velocidades mais altas e, o ângulo de flexão máxima do tornozelo durante o apoio não se altera tanto.

Na corrida, o trabalho feito pelos músculos causa variações principalmente na energia cinética. Envolve movimentos rápidos e necessita de uma análise quadro a quadro através de instrumentação específica. Na análise de uma passada completa em uma corrida rápida do *take-off* (início da fase de balanço, instante em que o pé perde contato com o solo) de um pé até o mesmo *take-off* do mesmo pé, os movimento do lado direito e esquerdo são similares, porém fora de fase um com o outro. Motivo pelo qual se analisam os movimentos articulares de um lado no plano sagital (NIGG et al., 1997).

Ao longo do ciclo gestual a variação intra-cíclica da velocidade é explicada pela transferência de energia cinética e potencial gravitacional (Alexander, 2003) e igualmente, o armazenamento e recuperação de energia mecânica em estruturas elásticas alongadas tem um efeito determinante na minimização do custo energético. Em velocidades superiores ou inferiores à auto-selecionada, ocorrerá uma alteração cinemática angular dos principais centros articulares dos membros inferiores com influencia no momento de inércia, bem como na oscilação vertical do centro de massa e, dessa forma no custo energético.

#### 2.4 Efeitos da Fadiga Sobre a Cinemática da Corrida

Este tópico aborda a tendência dos principais estudos envolvendo variáveis cinemáticas nas diversas situações de corrida. Como referencial teórico para o presente estudo, este tópico dará ênfase sobre os principais achados dos estudos que se preocupam em analisar os efeitos da fadiga sobre a cinemática da corrida em diferentes situações e modelos experimentais.

A fadiga muscular é definida como uma incapacidade de manter uma determinada potência, causando redução no desempenho (FITTS, 1994), ou uma redução aguda do desempenho em determinado exercício físico, caracterizado por aumento na sensação de esforço (DAVIES e BAILEY, 1997). Ao longo das últimas décadas, tem crescido o interesse pelo estudo integrado das variáveis cinemáticas durante a corrida e os fatores que as influenciam como fadiga muscular, velocidade de deslocamento, variáveis cinéticas e essas medidas em conjunto ou isoladamente podem ser determinantes do desempenho na corrida e propensão a lesões no sistema músculo-esquelético.

Os mecanismos de fadiga aguda durante o exercício subdividem-se em centrais e periféricos. Os mecanismos centrais parecem estar ligados à síntese e liberação de neurotransmissores, mais precisamente ao aumento das concentrações de serotonina e diminuição de dopamina o que pode ocasionar distúrbios na coordenação motora, equilíbrio e velocidade (BERTUZZI, FRANCHINI e KISS, 2004) e fatores ligados à oferta de oxigênio para a musculatura esquelética ativa por parte do coração (NOAKES, 2000). Já os fatores determinantes da fadiga periférica são aqueles causadores de distúrbios na função da fibra muscular, mecanismo contrátil e assim a capacidade de gerar força. Dentre esses fatores, podemos citar as alterações na liberação e reabsorção de acetilcolina na placa motora (MCLESTER, 1997), propagação do potencial de ação nas fibras musculares esqueléticas (GREEN, 1997), liberação e reabsorção de cálcio pelo retículo sarcoplasmático (FRYER et al., 1995), acúmulo de metabólitos (FITTS, 1994) e depleção do glicogênio muscular (CONLEE, 1987). Contudo, a ocorrência dos subtipos de fadiga depende da predominância bioenergética do exercício realizado.

Em exercícios de predominância anaeróbia a incapacidade em manter altas freqüências de potenciais de ação (GREEN, 1997), a baixa concentração de fosfato-creatina (PCr) que induziria uma ressíntese de ATP menor e mais lenta diminuiria a

intensidade do exercício. A alta concentração de ADP, fosfato inorgânico (Pi) e íons Hidrogênio ( $H^+$ ) dificultaria o desprendimento da cabeça da miosina dos sítios ativos de actina diminuindo a velocidade de contração (MCLESTER, 1997), sendo este último também responsável pela diminuição do pH muscular e inibição de importantes enzimas do metabolismo glicolítico como a fosfofrutoquinase (FITTS, 1994).

Em atividades com predomínio da potência aeróbia, o modelo clássico baseia-se na deficiência do fornecimento de oxigênio com elevada produção de lactato e as alterações metabólicas semelhantes aos exercícios de predominância anaeróbia. Noakes (2000) instigou uma discussão de modelos fisiológicos multifatoriais para compreender a fadiga durante o exercício físico e as adaptações que predizem e melhoram o rendimento esportivo. Dentre os cinco modelos fisiológicos que ele considera terem sido desenvolvidos e aceitos inconscientemente por cientistas do exercício para compreender a fadiga está o modelo biomecânico. Trata-se do estudo sobre o papel do músculo esquelético como sistema de retorno de energia elástica que funciona tanto como uma mola quanto produtor de torques durante o exercício (PENNISI, 1997). A idéia central deste modelo reside no fato de que se o músculo tem uma grande capacidade de atuar como uma mola propulsora menor é o torque que ele deve produzir e dessa forma ser mais eficiente. O músculo mais eficiente com melhor capacidade de aproveitar a energia elástica melhorará a *performance* do exercício principalmente em atividades de suporte do peso corporal como a corrida, podendo atrasar o acúmulo de metabólitos que causam a fadiga muscular e para atividades de maior duração atrasando a elevação da temperatura corporal o que pode prover a continuação do exercício.

Um segundo componente deste modelo, reforçado por Komi (2000), centra-se em evidências que contrações musculares excêntricas repetitivas como as que ocorrem durante a corrida induzem a uma forma específica de fadiga e podem ser mensuráveis por até vários dias. Neste tipo de fadiga ocorre uma falha na capacidade contrátil do músculo com tolerância reduzida ao alongamento e um atraso na transferência do alongamento para o encurtamento no ciclo alongamento encurtamento (CAE). Como resultado, as durações das fases de frenagem/aterrissagem e propulsão da passada são aumentadas o que leva a alterações biomecânicas da passada com a aterrissagem ocorrendo com a perna mais estendida, porém com maior flexão subsequente do joelho.

Durante a corrida, as modificações nas propriedades de atenuação de choques com o solo na situação de fadiga podem ser atribuídas a alterações na cinemática da extremidade inferior e não apenas a algum possível efeito da fadiga muscular localizada. As mudanças coordenadas na ativação muscular do trabalho concêntrico para excêntrico são os maiores sistemas de atenuação de choques juntamente com a absorção de energia que ocorre com as modificações angulares nas articulações do tornozelo, joelho e quadril, classificadas como alterações geométricas da extremidade inferior (GOLLHOFER et al., 1987; DERRICK, HAMILL e CALDWELL, 1998).

A partir dessas premissas, vários estudos objetivaram investigar o comportamento de variáveis cinemáticas em situações extenuantes onde o sistema locomotor estaria sendo posto a prova para manter a técnica de corrida. No entanto, algumas questões ainda persistem: As alterações na técnica de corrida com a fadiga são resultado de uma falha em manter uma mecânica ótima? Ou são as formas como os indivíduos se adaptam à fadiga para manter a eficiência o quanto possível? Em uma tentativa de responder a essas questões os pesquisadores engajados no tema persistem nos estudos procurando comparar diferentes populações, alterando protocolos de indução à fadiga muscular, fatores externos como calçado e superfície e a influência do treinamento sobre parâmetros mecânicos da corrida. Esta revisão de literatura dará ênfase sobre os principais achados dos estudos que se preocupam em analisar os efeitos da fadiga sobre a cinemática da corrida em diferentes intensidades: Para fins didáticos a revisão será subdividida em tópicos sobre economia de corrida, exercício submáximo e exercício máximo.

#### 2.4.1 Economia de corrida e variáveis cinemáticas

A Economia de Corrida é caracterizada como o consumo de oxigênio ( $VO_2$ ) de estado estável em uma determinada velocidade de corrida. Este índice fisiológico de eficiência motora ganhou ênfase maior no meio científico somente nos últimos anos a partir de estudos realizados em corredores do oeste africano que apresentavam performances significativas em diversos eventos do atletismo mundial. Treinadores e cientistas perceberam que as diferenças na performance intragrupo em corredores de elite é altamente relacionada às diferenças na economia de energia ou eficiência (LUCIA et al., 2006).

As primeiras explicações plausíveis para a maior economia de corredores do oeste africano partiu do pressuposto que eles seriam menores que os demais. Com base em princípios biomecânicos verificados em dados experimentais, a tendência da melhor economia nestes corredores se justifica não somente pelo fato de serem menores, mas também por possuírem pernas muito finas. Dados de Lucia et al., (2006) demonstraram correlação inversa entre circunferência da panturrilha e o  $VO_2$  na velocidade fixa de 21km/h em um grupo de corredores espanhóis e eritreus. Esses achados corroboram com o conhecimento em nível de senso comum, onde é sabido que a adição de peso especialmente ao final de uma alavanca, como um calçado de corrida, gera um custo energético aumentado para a locomoção. Scholz et al., (2008) demonstraram correlação entre os menores braços de momento do tendão calcâneo com a economia de corrida a 16km/h reforçando a premissa de que um menor braço de momento estaria associado à reutilização de energia elástica do tendão e assim a uma melhor custo de energia durante a corrida com menores torques produzidos em cada ciclo de passada.

A partir desses pressupostos, vários estudos investigaram se o gasto energético submáximo poderia ser afetado por fatores biomecânicos e neuromusculares (MARTIN e MORGAN, 1992; CAVANAGH e KRAM, 1985). Em uma revisão de literatura, Martin e Morgan (1992) concluíram que vários fatores anatômicos e biomecânicos são potenciais explicações para as diferenças de economia de corrida entre os indivíduos. No entanto, as correlações encontradas entre economia de corrida e fatores cinemáticos têm sido geralmente fracas e inconsistentes entre os estudos levando a crer que variáveis que descrevem o esforço muscular, como potência mecânica e força de reação do solo podem explicar melhor as diferenças na demanda energética da marcha e corrida.

Na literatura sugere-se uma relação não-linear entre o  $VO_2$  e variáveis cinemáticas como a frequência de passada e comprimento de passada (Morgan et al., 1989; Sparrow et al., 2000), onde existe um valor mínimo tanto de frequência quanto de comprimento de passada aos quais se reporta um valor mínimo de  $VO_2$ . Para uma dada velocidade de corrida, o aumento ou diminuição de um desses elementos do ciclo gestual tende a incrementar o  $VO_2$  e assim o custo energético da corrida. Alguns autores já reportaram que os valores mínimos de  $VO_2$  ocorrem quando os indivíduos adotam livremente a frequência de passada e comprimento de passada (MORGAN e PATE, 2004; WILLIAMS e CAVANAGH, 1987; WILLIAMS,

1990), que segundo Cavanagh e Kram (1985) esta auto-otimização é sustentada por meio de *feedback* interno e alguns mecanismos podem explicar o fato: a) o aumento do comprimento de passada pode aumentar a propulsão e induzir uma maior variação vertical do centro de massa do corredor; b) o aumento da frequência de passada pode incrementar o trabalho mecânico interno devido às variações nas posições dos centros de massa parciais dos segmentos tendo como referência o centro de massa total.

Como ressaltado por Williams e Cavanagh (1987), a economia de corrida é a soma da influência de muitas variáveis, o que nos transparece que nenhuma variável cinemática por si só pode explicar a diminuição da economia de corrida. No estudo de Heise e Martin (1998), uma extremidade inferior mais complacente, resultado de uma maior flexão dos joelhos, aumentou a demanda aeróbia de corredores. Fato também observado com o aumento do comprimento da passada nos estudos de Cavanagh e Williams (1985) e Hamill, Derrick e Holt (1995) e na corrida com a flexão do joelho induzida no estudo de McMahon, Valiant e Frederick (1987), o qual aumenta a complacência vertical da extremidade inferior e a torna menos rígida. A partir dessas premissas, foi postulado que durante condições normais, os corredores usam o  $VO_2$  como um critério de otimização para selecionar variáveis cinemáticas, particularmente o comprimento de passada (HAMILL, DERRICK e HOLT, 1995). Os achados de Morgan et al., (1990) contrariam os supracitados ao demonstrarem que apenas o ângulo de flexão plantar na retirada do hálux sofreu alteração após uma corrida máxima de 30 minutos e que a demanda aeróbia de energia não sofreu modificações, bem como as demais variáveis cinemáticas analisadas, entre elas frequência e comprimento de passada em corredores moderadamente treinados. Foi reportada ainda tendência similar em um estudo realizado pelo mesmo grupo de pesquisadores (MORGAN et al., 1996) onde corredores bem treinados não alteraram variáveis cinemáticas na corrida a 90% do  $VO_{2máx}$  após terem realizado corrida prévia de alta intensidade

Kyrolainen et al., (2000) investigaram como as mudanças na economia de corrida podem ser caracterizadas combinando-se fatores biomecânicos e fisiológicos durante e na recuperação de uma corrida de maratona. Uma corrida submáxima de 5 minutos a  $3,82 \pm 0,33 \text{ m.s}^{-1}$  foi realizada no início, após 13 km, após 26 km e no fim da corrida de maratona, bem como 2 horas após, 2 dias após, 4 dias após e 6 dias após a maratona. Os resultados mostraram que as variáveis cinemáticas sofreram

pequenas modificações, onde somente a frequência de passada aumentou enquanto o comprimento de passada diminuiu. O tempo de contato, trabalho mecânico externo, potência, deslocamentos e velocidades angulares mantiveram-se em um nível quase constante em todas as situações. Esses pesquisadores atribuíram o prejuízo a economia de corrida ao dano muscular induzido pela maratona (creatina quinase sérica), uma vez que Kyrolainen et al., (1998) já haviam relatado correlação entre esta e o aumento do  $\text{VO}_2$ , mudanças na utilização do substrato e regulação da temperatura interna. Nicol et al., (1991b) apresentam resultados diferentes ao relatarem algumas mudanças biomecânicas significativas induzidas pela maratona: a articulação do joelho mais flexionada na batida do calcanhar e a amplitude de extensão do quadril e velocidade de extensão do quadril maiores.

De uma forma geral, os estudos demonstram que a relação observada entre economia de corrida e variáveis biomecânicas é fraca e parâmetros descritivos cinemáticos isolados não podem explicar a complexidade da economia de corrida (WILLIAMS, 2007). Além disso, essa relação pode ser influenciada por correções alométricas considerando o percentual da massa corporal total para efeitos de taxa metabólica. Tartaruga et al., (2009) demonstraram através de correção alométrica para diferentes expoentes utilizando a equação  $EC = a \cdot x^b$  onde EC é economia de corrida,  $a = \text{VO}_2$  submáximo ( $\text{ml} \cdot \text{min}^{-1}$ ) e b escala alométrica ( $b = -1, -0.75, -0.73, -0.67$ ) que o poder da variabilidade em variáveis biomecânicas para explicar diferenças na economia de corrida é decrescente quando os expoentes foram aplicados sendo o valor -1 o mais efetivo em predizer a performance. Da mesma forma os coeficientes de correlação entre comprimento de passada e economia de corrida, tempo de passada e economia de corrida, e frequência de passada e economia de corrida apresentam decréscimo na mesma ordem, enquanto o tempo de balanço apresentou o maior coeficiente de correlação na escala -0.75.

#### 2.4.2 Exercício submáximo

A corrida submáxima prolongada exige diversas repetições do ciclo de passada e para tal, diversas ações musculares concêntricas e excêntricas coordenadas para manter a técnica. Neste tipo de exercício, a fadiga instala-se de forma gradual e os ajustes biomecânicos, se ocorrerem, podem diferir de outras intensidades de exercício. Mizrahi et al., (2000) evidenciaram que,



concomitantemente ao desenvolvimento da fadiga durante a corrida a uma velocidade 5% acima do limiar anaeróbio, existe um aumento gradual do ângulo do joelho na posição de máxima extensão (precedendo a batida do pé). Portanto, a fadiga caracteriza um aumento na flexão do joelho (análise do ângulo suplementar) devido a um aumento na aceleração vertical do impacto com o solo e uma melhora na atenuação do impacto (MIZRAHI et al., 2000).

Quanto aos elementos básicos do ciclo gestual, estudos demonstram diminuição na frequência de passada em corrida prolongada de velocidade constante (MIZHARI et al., 2000). Evidências sugerem que no estado não fadigado, a uma dada velocidade de corrida, os sujeitos selecionam aproximadamente uma mesma frequência de passada ótima, correspondente a um mínimo custo metabólico, e que, com o progresso da fadiga, os sujeitos modificam a frequência de passada para uma frequência diferente da ótima caracterizando um dispêndio energético através do aumento no custo metabólico (CAVANAGH e WILLIAMS, 1982; CANDAU et al., 1998). Essa diminuição da frequência de passada na corrida de velocidade constante implica em um aumento no deslocamento vertical do centro de massa e do quadril, o que pode ser atribuído ao desequilíbrio encontrado entre a ação dos músculos flexores e extensores do tornozelo na situação de fadiga (Mizrahi et al., 2000c).

Delineamentos de estudos baseados em distâncias fixas de provas clássicas do atletismo foram apresentados na década de 80 com o objetivo de compreender as modificações biomecânicas em instantes decisivos dessas provas. Elliot e Ackland (1981) investigaram os efeitos da fadiga durante uma prova de 10.000 metros e encontraram várias alterações significativas incluindo a diminuição na velocidade de corrida, redução no comprimento da passada e maior ângulo da perna com a componente vertical. Não foram verificadas modificações na frequência de passada, oscilação vertical do centro de massa e nas posições dos segmentos tronco, coxa e perna. No entanto, a limitação do estudo recaiu sobre modificações na velocidade de corrida, o que dessa forma, não deixa claro a influência relativa das modificações mecânicas devido à fadiga ou à velocidade. Assim, Elliot e Roberts (1980) utilizaram outro modelo experimental controlando a velocidade de corrida durante uma prova de 3.000 metros com filmagens em quatro períodos da prova e demonstraram que dados obtidos durante os 100 metros finais foram diferentes dos verificados nos outros três estágios. Essas diferenças incluíram diminuição no

comprimento de passada e aumento na frequência de passada, aumento do tempo de suporte e diminuição no tempo de balanço, maior ângulo da perna com a vertical no contato inicial, menor extensão do quadril no final do suporte. Cavanagh et al., (1985) conduziram protocolos de fadiga em esteira e demonstraram aumentos no comprimento de passada de 6 a 8 cm em dois corredores e comprimento de passada constante para um corredor, o que de fato demonstra a possibilidade de estratégias variadas entre os sujeitos no que diz respeito a alterações na técnica para compensar a fadiga e/ou manter a eficiência de movimento.

Dierks, Davies e Hamill (2010) investigaram o efeito da fadiga diferente da maioria dos estudos já relatados na literatura. Esses autores postularam que durante as sessões de corrida os corredores raramente correm até o instante de exaustão ou fadiga máxima e analisaram variáveis cinemáticas de membros inferiores e o “timing” articular entre o início e o fim de uma corrida no ritmo autoselecionado. Foram verificadas várias modificações cinemáticas no plano frontal e transversal (aumentos na eversão do retropé, pico do ângulo de rotação interna do joelho, pico de rotação interna da tíbia e pico de velocidade de adução do quadril). No plano sagital, foi verificada uma diminuição pequena (3%), mas significativa no pico de velocidade de flexão do joelho. Para o “timing” articular não foram verificadas diferenças no tempo para atingir os picos de eversão, rotação interna da tíbia, pico de flexão do joelho e pico de rotação interna do joelho. Esses achados indicam que a corrida realizada no estado de fadiga pode levar a alterações a níveis articulares e tem um efeito no acoplamento em toda a extremidade inferior e que os corredores são capazes de manter o “timing” articular em todo o membro inferior em função da cinemática do joelho.

Kellis e Liassou (2009) investigaram os efeitos de protocolos de fadiga nos músculos de joelho e tornozelo separadamente sobre a cinemática dos membros inferiores. Os autores submeteram 15 mulheres treinadas em corrida a um protocolo de fadiga: realização de esforços sucessivos a 120 graus/s de extensão e flexão de joelhos e flexão plantar e dorsiflexão de tornozelos. O ângulo de flexão do joelho aumentou após os dois protocolos de fadiga, e a plantiflexão do tornozelo aumentou somente após fadiga no tornozelo no contato inicial e balanço. As velocidades de extensão do quadril e plantiflexão do tornozelo aumentaram somente após fadiga do tornozelo. Em contraste, a velocidade de flexão do quadril e joelho diminuíram somente após fadiga no joelho.

Existe o interesse de alguns pesquisadores em realizar conjuntamente a avaliação biomecânica e fisiológica da corrida durante teste progressivo até a exaustão, para descrever modificações biomecânicas com o aumento da velocidade de corrida e relacioná-las a variáveis fisiológicas. No estudo de Bragada e Barbosa (2007) o custo energético para determinada velocidade de corrida foi definido como o consumo de oxigênio ( $VO_2$ ) / velocidade ( $v$ ) ( $C=VO_2/v$ ) e não apresentou correlação significativa com a frequência de passada e comprimento de passada. A velocidade de deslocamento apresentou correlação significativa com a frequência de passada ( $r^2=0,34$ ) e comprimento de passada ( $r^2=0,87$ ) indicando que o comprimento de passada pode ser mais consistente em determinar o aumento da velocidade. Foi encontrada correlação moderada significativa ( $r^2=0,23$ ) entre o rendimento na prova de 3000 metros e economia de corrida definida por interpolação dos valores de  $VO_2$  na velocidade de  $16\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$  durante teste incremental em esteira. Os autores ainda perceberam que cada indivíduo adota uma estratégia própria para melhorar a eficiência ao longo de um teste progressivo. Alguns atletas apresentaram diminuições do custo energético com o aumento da frequência de passada e estabilização do comprimento de passada, e outros, através da estratégia oposta. A relação moderada entre a velocidade e frequência de passada e relação forte entre velocidade e comprimento de passada pode confirmar o fato de os dois parâmetros biomecânicos serem independentes, e como sugerido por Laurent e Pailhous (1986) a velocidade parece ser a variável crítica na qual a locomoção se organiza.

Silva et al., (2007) verificaram diminuição significativa ( $p<0,05$ ) na duração do contato entre as velocidades 15 % abaixo e 15% acima da velocidade no limiar anaeróbio (LAN). De forma análoga, a porcentagem da duração da passada apresentou redução significativa entre as velocidades 15% abaixo e 15% acima da equivalente ao LAN, bem como entre a velocidade equivalente ao LAN e a velocidade 15% maior. A redução na duração do contato com o solo é frequentemente relacionada à melhora no desempenho da corrida pois a menor duração do contato propicia melhor aproveitamento da energia elástica armazenada pelos músculos propulsores, favorecendo o movimento com menor gasto energético (KYROLAINEN e KOMI, 1995).

Shim et al., (2003) analisaram como variáveis cinemáticas sofrem modificações em 3 intensidades de corrida próximas ao início de acúmulo de lactato sanguíneo (OBLA) e examinaram a relação entre concentrações de lactato

sanguíneo [La] e variáveis biomecânicas nas respectivas intensidades. Foram evidenciados efeitos significativos para tempo de suporte, freqüência de passada, comprimento de passada, flexão máxima da coxa durante a fase balanço, flexão máxima do joelho no balanço, amplitude de movimento do tronco e oscilação vertical do centro de gravidade, e nenhum efeito para e nenhum efeito no tempo de vôo, flexão máxima de joelho durante a fase de suporte, e índice de assimetria do centro de gravidade. Quando a intensidade foi maior que a do OBLA, os corredores aumentaram a flexão da coxa, flexão do joelho, e extensão da coxa. No entanto, somente a freqüência de passada e a oscilação vertical do Centro de Gravidade foram significativamente correlacionadas a [La].

#### 2.4.3 Exercício Máximo

A análise cinemática da corrida de curta duração e alta intensidade é de interesse para o estudo do desempenho de corredores de curta e média duração visando a melhora dos métodos e técnicas de treinamento. Entre estes estudos destacam-se os de Brochado e Kokubun (1997) que verificaram que o regime de pausa afetou o desempenho de corrida de velocidade. Em pausas de 30, 60 e 120 segundos houve diminuição da freqüência de passadas ao longo de 5 tiros, e somente no regime de 30s houve decréscimo de velocidade, portanto não compensado indicando que a diminuição da freqüência de passada é um indicador de fadiga precoce. O aumento do comprimento de passada a partir do 3º tiro demonstrou que as adaptações feitas por velocistas em caso de fadiga são similares às observadas por Williams, Snow e Agruss (1991) e Siler e Martin (1991) em corredores de longa distância.

Portanto, o aumento do comprimento da passada pode ser uma estratégia para compensar a fadiga e menos energia pode ser necessária para aumentar o comprimento da passada do que para aumentar a sua freqüência uma vez que um menor número de ativações musculares é necessário. Collins et al., (2000) submeteram 7 corredores altamente treinados a 10 x 400 m com intervalos de 60, 120 e 180 segundos de recuperação e demonstraram não haver modificações na economia de corrida e em variáveis cinemáticas devido à adaptações intraindividuais à fadiga.

Tartaruga et al., (2003) submeteram 7 corredores altamente treinados a um teste máximo de 500 metros em pista, onde o comprimento de passada, a velocidade horizontal e a velocidade relativa do pé diminuíram entre os 50 e 450 metros do percurso. O tempo de suporte e o tempo de passada aumentaram significativamente e outras variáveis como frequência de passada, tempo de vôo, deslocamento vertical, ângulo do joelho na impulsão e ângulo do joelho no contato do pé não sofreram alterações. Observou-se que a diminuição da velocidade horizontal ocorreu por causa da diminuição do comprimento de passada, uma vez que a frequência de passada não se alterou significativamente.

Bates e Haven (1974) analisaram 12 corredoras altamente treinadas, em uma prova de 4x400 jardas. Os autores observaram que a frequência de passada, comprimento de passada e a velocidade horizontal diminuíram significativamente com fadiga no final do percurso. Além disso, na situação sem fadiga (início da prova) o tempo na fase de vôo foi maior do que o tempo da fase de suporte, enquanto que na situação de fadiga a fase de vôo foi menor em relação ao tempo de suporte, resultando dessa forma numa maior diminuição do tempo de vôo do que o tempo de suporte.

Recentemente, nota-se a tendência crescente de estudos que possivelmente identifiquem variáveis biomecânicas determinantes do tempo até a exaustão em determinada velocidade de corrida. O fato de o comprimento de passada, flexão máxima do quadril e a flexão máxima do joelho aumentar no final de uma corrida submáxima até a exaustão realizado em uma velocidade constante foi relatado por alguns autores (SILER e MARTIN, 1991; WILLIAMS, SNOW e AGRUSS, 1991). A par disso, Gazeu, Koralztein e Billat (1997) investigaram então a correlação entre modificações em variáveis biomecânicas e o TLim na  $vVO_{2máx}$ , e avaliaram a possibilidade de tais modificações serem responsáveis pela variabilidade inter-individual no tempo de exaustão. A velocidade angular máxima da flexão do joelho na fase de balanço foi a única variável que modificou ao longo do TLim e influenciou a duração do exercício. Uma correlação múltipla mostrou que o tempo limite foi predito pela alteração em 4 variáveis: velocidade angular máxima de flexão do joelho, aceleração angular máxima do joelho, velocidade angular máxima do quadril na fase de apoio e velocidade angular máxima da flexão do joelho na fase de balanço. A partir desses resultados, os autores postularam os que corredores que

demonstraram estilos estáveis de corrida são capazes de correr por mais tempo na  $vVO_{2máx}$  devido à maior eficiência motora.

Hayes, Bowen e Davies (2004) examinaram a relação entre resistência muscular localizada dos músculos flexores e extensores de quadril e joelho e modificações biomecânicas durante uma corrida até a exaustão na  $vVO_{2máx}$ . A RML foi obtida através de 30 contrações máximas a 180 graus/segundo e representada pelo trabalho mecânico total expresso em Joules. Esses autores encontraram pequenas e insignificantes diferenças nos ângulos de quadril e joelho em várias fases do ciclo de corrida no tempo de exaustão, bem como no Comprimento de passada, frequência de passada, tempo de suporte e tempo de balanço. Foram encontradas várias correlações negativas significantes entre medidas de RML (trabalho total realizado) e variações no comprimento de passada ( $\Delta CP$ ). Neste caso, a resistência muscular localizada nas ações de extensão concêntrica do quadril e flexão excêntrica do joelho são muito importantes na manutenção de um estilo de corrida estável.

Tartaruga et al., (2003) investigaram se o tipo de predominância metabólica poderia influenciar as modificações da técnica de corrida. Foram encontradas correlações significativas entre  $[La]$  e variáveis cinemáticas: comprimento de passada ( $r=-0,81$ ), velocidade horizontal ( $r=-0,67$ ) e tempo de suporte ( $r=0,69$ ). Os autores atribuíram a correlação entre comprimento de passada e  $[La]$  aos fatores centrais e periféricos produtores da fadiga e segundo eles, poderia explicar a correlação entre velocidade horizontal e  $[La]$ , devido a suas relações causais bem estabelecidas na literatura, ou seja, quando os indivíduos apresentavam valores menores de comprimento de passada, a velocidade horizontal diminui. As fracas correlações entre a  $[La]$  e outras variáveis cinemáticas neste estudo foram atribuídas à da semelhança dos resultados em algumas dessas variáveis entre as situações com e sem fadiga, e além disso, em razão das diferentes estratégias de modificação da técnica de corrida dos atletas. O aumento da  $[La]$  foi determinado por cerca de 65% da diminuição do comprimento de passada, 45% da diminuição da velocidade horizontal e 48% do aumento do tempo de suporte. Esses percentuais são significativos levando-se sem consideração a alta complexidade do esporte de alto rendimento o que confirma a relação entre as alterações biomecânicas com a  $[La]$ .

Portanto, no estado não fadigado, os sujeitos selecionam a frequência e comprimento de passada ótimos, correspondente a um mínimo custo metabólico. Já

com o progresso da fadiga, os sujeitos modificam a frequência e comprimento de passada para uma frequência diferente da ótima caracterizando um dispêndio energético através do aumento no custo metabólico. O ângulo do joelho no contato inicial e durante a fase de suporte tem papel fundamental de atenuação de choques onde a maior flexão pode reduzir a magnitude do impacto. Em contrapartida, a maior flexão do joelho pode atrasar a transição no ciclo alongamento encurtamento prejudicando o retorno de energia elástica, onde o sujeito terá que aumentar o torque e diminuir a economia de corrida. De fato, não está claro se esses mecanismos parecem acontecer em resposta ou induzir à fadiga em diferentes intensidades de exercício, pois as respostas interindividuais são distintas. No entanto, as consequências são mais acentuadas em exercícios de longa duração, pois mais ações excêntricas são repetidas com maior propensão ao dano muscular.

Variáveis cinemáticas devem ser analisadas juntamente com outros parâmetros biomecânicos como medidas cinéticas, eletromiográficas e antropométricas para discriminar melhor as relações entre possíveis variáveis que influenciam a economia de corrida. A ênfase especial pode ser dada ao tamanho corporal com o advento da correção alométrica e variáveis que descrevem o esforço muscular como potência mecânica e força de reação do solo.

### III MÉTODO

Neste capítulo serão apresentados os procedimentos metodológicos que foram adotados para nortear o estudo. Portanto, foram descritos: a característica do estudo, os sujeitos, as variáveis de estudo, instrumentação, o controle de variáveis, os procedimentos de coleta de dados, a definição operacional das variáveis e o tratamento estatístico.

#### 3.1 CARACTERÍSTICAS DO ESTUDO

Este estudo caracteriza-se primeiramente como descritivo, pois descreve as características cinemáticas em diferentes instantes da corrida na  $vVO_{2máx}$ . Pode ser classificada ainda como uma pesquisa descritiva com estudos causais-comparativos, cuja finalidade é descobrir de que maneira e porque ocorrem os fenômenos pesquisados, no caso, modificações cinemáticas durante a corrida. Segundo Rudio (1978), num estudo causal-comparativo, o pesquisador parte da observação do fenômeno que foi produzido, e procura achar, entre as várias causas possíveis, os fatores que se relacionam com o fenômeno ou contribuem para determinar seu aparecimento.

O estudo ainda tem características de um estudo correlacional, pois utilizará análise de regressão para verificar a contribuição das modificações cinemáticas no tempo limite na corrida realizada na  $vVO_{2máx}$ .

O delineamento consistiu em selecionar 11 voluntários adultos saudáveis ativos fisicamente para verificar os efeitos da fadiga sobre características cinemáticas da corrida realizada na  $vVO_{2máx}$ . Estes sujeitos foram submetidos a um teste progressivo de corrida para determinar a  $vVO_{2máx}$  e posteriormente a um teste de velocidade constante na  $vVO_{2máx}$  para identificar o tempo limite nesta velocidade, modificações cinemáticas entre o início e o final da corrida e contribuições das modificações cinemáticas no tempo limite.



### 3.2 SUJEITOS DO ESTUDO

Participaram deste estudo 11 voluntários ativos fisicamente, estudantes de Educação Física. A escolha foi realizada pelo processo não-probabilístico do tipo intencional por voluntariedade. Todos os sujeitos foram convidados por meio de comunicação oral para participação do estudo e compareceram em data e horário pré-determinados para as coletas de dados. Antes do início dos procedimentos de coleta todos os voluntários assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido, no qual constam as informações do estudo, aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa envolvendo Seres Humanos da Universidade do Estado de Santa Catarina (Parecer nº 27/2010 – ANEXO II)

Os critérios de seleção adotados serão os seguintes:

- Faixa etária entre 20 e 35 anos
- Percentual de gordura corporal abaixo de 20%

### 3.3 INSTRUMENTOS

Para a realização do estudo foram utilizados os instrumentos relacionados e descritos nos tópicos a seguir.

#### 3.3.1 Ficha cadastral

Consiste em uma ficha desenvolvida especialmente para a realização deste estudo com o objetivo de obter informações a respeito à identificação dos sujeitos, com campos para registro das variáveis do estudo como antropometria, variáveis fisiológicas do teste progressivo em esteira e do teste de carga constante na  $\dot{V}O_{2\text{máx}}$ .

#### 3.3.2 Instrumentos para as medidas antropométricas

Para a realização das medidas antropométricas dos sujeitos foram utilizados:

- Um estadiômetro (SANNY®) com escala de medida de 0,1 cm para a determinação da estatura.
- Uma balança antropométrica (TOLEDO®) com resolução de 100 g para a determinação da massa corporal.
- Uma fita métrica Sanny® com escala de medida de 0,1 cm para a verificação do comprimento dos membros inferiores.
- Um compasso de dobras cutâneas modelo Starrett® da marca Sanny® com escala de medida de 0,1 mm para medir as dobras cutâneas.

### 3.3.3 Instrumentos para aquisição e processamento de dados cinemáticos

Para a obtenção das variáveis cinemáticas no plano sagital esquerdo dos indivíduos foram utilizados os seguintes instrumentos:

- Câmera Filmadora CASIO® High Speed Exlim Modelo EX-FH20 9.1 Megapixels com frequência de aquisição de 210 a 1.000 Hz, posicionada sobre um tripé (figura 1).



Figura 1: Câmera Filmadora e tripé utilizados para aquisição de vídeos e análise cinemática

- Ariel Performance Analysis System (APAS)

Trata-se de um sistema de análise de movimento baseado em imagem de vídeo, em ambiente Windows que permite a digitalização de imagens. A digitalização manual das imagens de vídeo em si é assistida pelo computador, onde um avaliador treinado que tenha conhecimento de anatomia humana e um padrão de digitalização consistente pode produzir imagens digitalizadas de alta qualidade rapidamente. O *software* APAS desenvolve uma quantificação biomecânica baseada em equações Newtonianas que modela o corpo humano em um sistema mecânico de segmentos móveis, onde forças musculares, gravitacionais, inerciais e de reação são aplicadas (ARIEL DYNAMICS Inc, 1968). Processa as imagens filmadas após terem sido capturadas e armazenadas no disco rígido do computador.

- Calibrador Bidimensional

Para a calibração da área de filmagem e posterior análise no *Ariel Performance Analysis System* (APAS) foi utilizado um calibrador em forma de quadrado com  $4\text{m}^2$  (lados de 2m) fabricado com tubos e conexões de policloreto de vanila (PVC) da cor branca. Os vértices deste quadrado foram marcados com fitas isolantes da cor preta para contrastar com o material dos canos e conexões e servir como referência para medidas dos lados do calibrador (figura 2).

### 3.3.4 Instrumentos para Medidas Cardiorrespiratórias

- *Analizador de gases Quark PFT Ergo (Cosmed® Roma, Itália):* Mensura Trocas gasosas pulmonares respiração a respiração ( $\text{VO}_2$ ,  $\text{VCO}_2$ ).
- *Esteira rolante da Imbrasport® modelo super ATL (Porto Alegre, RS, Brasil):* Utilizada para os testes de corrida. Dimensões da lona de 0,65x1,96 m (largura x comprimento) e capacidade para 200kg com resolução de  $0,1\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$  e 1% de inclinação. (figura 3)



Figura 2: Analisador de gases e esteira ergométrica

### 3.4 CONTROLE DE VARIÁVEIS

Como o intuito de assegurar a confiabilidade dos dados, algumas variáveis foram controladas durante os procedimentos de coleta de dados:

- **Vestuário:** Para realizar os testes, os sujeitos deveriam apresentar-se com vestuário adequado (calção de corrida, camiseta e meias).
- **Calçado:** Foi recomendado que os sujeitos realizassem os testes com os calçados para corrida utilizados na prática diária.
- **Recursos ergogênicos e prevenção de agravos:** Foi recomendado aos sujeitos que evitassem a ingestão de alimentos sólidos e com cafeína no período de 2 horas que antecedessem a realização dos testes, com permissão para ingestão de líquidos, sem excessos. Além disso, os atletas não deveriam realizar atividades físicas de alta intensidade nas 24 horas anteriores aos testes.
- **Ambiente de Coleta:** O ambiente laboratorial de coleta de dados cinemáticos e fisiológicos teve temperatura controlada mediante ambiente climatizado, mantida sempre entre 18 e 23 graus Celsius. Pollock e Willmore (1993)

consideram essa amplitude de temperatura como uma faixa de segurança que não interfere nas condições físicas do avaliado.

### 3.5 COLETA DE DADOS

#### 3.5.1 Procedimento Preliminares

Foram tomados os seguintes procedimentos anteriormente à aquisição dos dados:

- a) Submissão e aprovação do projeto junto ao Comitê de Ética em Pesquisa da UDESC (ANEXO II).
- b) Convite verbal aos sujeitos através de apresentação também verbal do projeto de pesquisa.
- c) Agendamento das coletas no Laboratório de Pesquisas em Desempenho Humano do Centro de Ciências da Saúde e do Esporte da Universidade do Estado de Santa Catarina (CEFID/UDESC) e com os sujeitos.
- d) Calibração da área de aquisição de dados cinemáticos que consistiu em filmagem do calibrador posicionado na área da esteira onde os avaliados realizaram os testes de corrida.
- e) Calibração do analisador de gases segundo os procedimentos indicados pelo fabricante
- f) Calibração da esteira ergométrica que consistiu em cronometragem de 20 revoluções por 3 vezes consecutivas em cada velocidade estipulada no visor da mesma (BILLAT et al., 1996; HEYES, BOWEN e DAVIES, 2004).

#### 3.5.2 Aquisição dos dados

Para a aquisição dos dados, os sujeitos realizaram duas visitas ao laboratório. A primeira visita consistiu na obtenção de dados para caracterizar os sujeitos e teste progressivo de corrida na esteira rolante. Posteriormente os sujeitos agendaram nova visita para realizar um teste de velocidade constante e obtenção dos dados cinemáticos conforme descrito a seguir.

- ✓ Preparação dos Sujeitos

Nos dias das coletas de dados, os sujeitos foram conduzidos até o Laboratório de Pesquisas em Desempenho Humano (LAPEDH) dentro do CEFID/UEDESC por um dos integrantes do projeto, onde passaram por um período de familiarização com o ambiente, pesquisadores e instrumentos. No primeiro dia de coleta de dados os sujeitos foram submetidos a uma avaliação antropométrica e informados verbalmente sobre os procedimentos do teste progressivo até a exaustão voluntária para então realizar este. No segundo dia de coleta os sujeitos se apresentaram no laboratório para a fixação dos marcadores anatômicos reflexivos nos pontos articulares de interesse para o estudo segundo Tartaruga (2008).

- *Dedo*: Tuberosidade do 5<sup>o</sup> metatarsal
- *Pé*: Borda lateral do calcâneo
- *Tornozelo*: maléolo lateral
- *Joelho*: epicôndilo lateral do fêmur
- *Quadril*: trocânter maior do fêmur
- *Ombro*: tubérculo maior do úmero
- *Cotovelo*: epicôndilo lateral do úmero
- *Punho*: Processo estilóide da ulna

a) Caracterização dos sujeitos e Teste Progressivo de Corrida em esteira rolante

No primeiro dia de coleta de dados, foi preenchida pelo pesquisador a ficha de identificação em que os sujeitos receberam códigos contendo o número da ordem de coleta. Num segundo momento foi realizada a avaliação antropométrica que consiste nas seguintes medições: Estatura (m), massa (kg), comprimento do membro inferior (cm), e gordura corporal relativa (%GC). A %GC será medida segundo o método de dobras cutâneas descrito por Heyward (2004). O cálculo para a estimativa da densidade corporal se deu pela equação proposta por Jackson & Pollock (1978) para homens de 18 a 61 anos de idade:

$$D = 1,10938 - 0,0008267 (\text{torácica} + \text{abdominal} + \text{coxa medial}) + 0,0000016 (\text{torácica} + \text{abdominal} + \text{coxa medial})^2 - 0,0002574 (\text{idade em anos})$$

- *Dobra Torácica*: A dobra é tomada a ½ distância entre a linha anterior axilar e o mamilo para homens.
- *Dobra Abdominal*: A dobra é medida verticalmente a 2 cm na lateral do umbigo
- *Dobra da Coxa Média*: A dobra é levantada na região anterior da coxa, a ½ distância entre a prega inguinal e a margem proximal da patela. O peso corporal é deslocado para o pé esquerdo, e o compasso é aplicado 1 cm abaixo dos dedos.
- *Estatuta*: vértex à região plantar
- *Comprimento dos membros inferiores*: distância entre espinha íliaca ântero-posterior e o maléolo inferior direito.

O percentual de gordura corporal (%GC) foi estimado através da equação proposta por Siri (1961) onde D=densidade corporal.

$$\% \text{ GC} = (495/D) - 450$$

Em seguida, os avaliados foram submetidos a um teste progressivo em esteira rolante (etapa 1). Após a calibração do analisador de gases, 10 minutos foram disponibilizados para aquecimento consistindo em alongamentos (5 minutos) e corrida na esteira na velocidade auto-selecionada (5 minutos). Após o aquecimento, o avaliador acoplou os equipamentos e dispositivos do analisador de gases nos sujeitos (máscara, turbina e monitor de FC) e em seguida, o sujeito foi orientado verbalmente sobre os procedimentos e submetido a um teste progressivo com carga inicial de 8,3 km.h<sup>-1</sup> e incrementos de 3 minutos até a exaustão para determinação do VO<sub>2máx</sub> e vVO<sub>2máx</sub>. (vVO<sub>2máx</sub>). O protocolo incremental está ilustrado na figura 4. A inclinação da esteira foi de 1,0% pois esta condição reflete mais precisamente o custo energético da corrida no solo (JONES e DOUST, 1996).

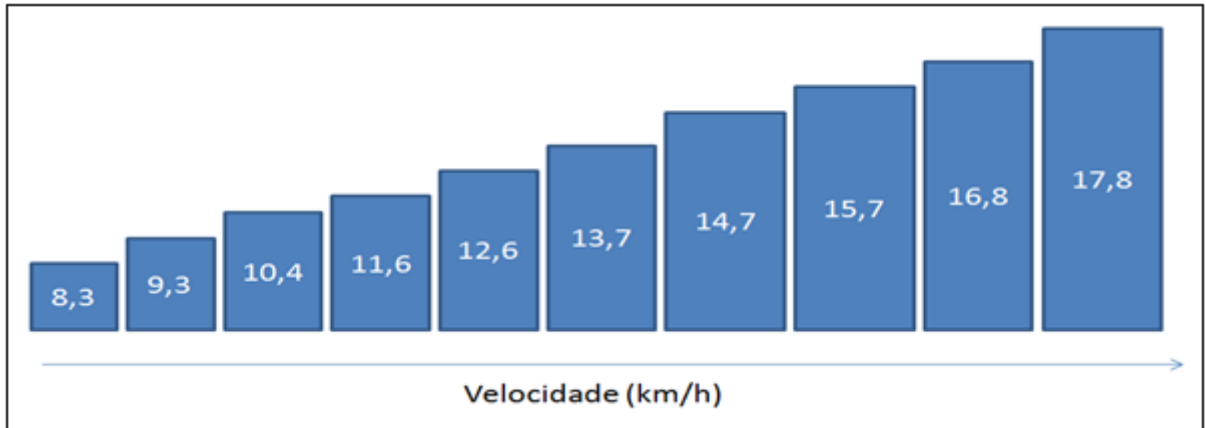


Figura 3: Esquema ilustrativo do protocolo progressivo em esteira rolante

a) Determinação do Tempo Limite na  $vVO_{2máx}$

Após a realização do teste progressivo máximo, foram agendadas novas visitas dos sujeitos ao laboratório para as etapas subseqüentes. Essas novas visitas foram realizadas no mínimo 48 horas após a primeira e consistiram em teste de corrida em velocidade constante na esteira correspondente a 100% da  $vVO_{2máx}$  até a exaustão voluntária. Os sujeitos se apresentaram no laboratório com vestimenta adequada para o teste e foram instruídos as seguintes etapas: a) Período de alongamentos livremente escolhidos; b) Aquecimento que consistiu em corrida de 5 minutos na esteira rolante a 60% da  $vVO_{2máx}$  (MORTON e BILLAT, 2000) já com todos os marcadores anatômicos fixados nos locais de interesse e com os equipamentos e dispositivos do analisador de gases; c) Corrida até a exaustão: Os sujeitos apoiaram os pés fora da correia da esteira e foram orientados verbalmente sobre os procedimentos dos testes. Um avaliador foi responsável por programar a esteira na velocidade desejada e orientar os sujeitos a iniciarem a corrida em velocidades mais baixas até que a esteira atingisse a  $vVO_{2máx}$ . O tempo médio para atingir a  $vVO_{2máx}$  foi menor que 30 segundos. Esses procedimentos foram adotados para minimizar o risco de quedas e possíveis acidentes no caso de iniciar o teste diretamente na  $vVO_{2máx}$ .

As variáveis cinemáticas foram coletadas através da filmagem bidimensional contínua desde o momento em que o sujeito atinge a  $vVO_{2máx}$  até a exaustão voluntária a uma frequência de aquisição de 210Hz com a câmera posicionada a 2,30 metros de distância da esteira e 1,0 metro de altura do solo. Para posterior



análise comparativa foram capturados os dados em dois instantes diferentes: a) Primeiro contato do pé esquerdo com o solo 20 segundos após o indivíduo atingir a  $vVO_{2máx}$ ; b) Instante em que as 5 passadas de interesse precedam 10 segundos antes do término do teste (figura 5). Em cada um dos instantes, cinco ciclos completos de passadas foram analisados. Estudos com delineamento similar utilizaram ciclos de 1 passada (TARTARUGA et al., 2003; SHIM et al., 2003), 3 passadas (WILLIAMS, SNOW e AGRUSS, 1991; GAZEAU, KORALSZTEIN e BILLAT, 1997; HEYES, BOWEN e DAVIES, 2004) e 5 passadas (KELLIS e LIASSOU, 2009). Autores demonstram que existe uma grande confiabilidade ( $r=0,96$ ) de variáveis temporais e cinemáticas entre passadas para corredores homens (MORGAN et al., 1991) e que mesmo entre corredores normais (não altamente treinados ou elite), a reprodutibilidade associada aos parâmetros de marcha (ângulos de quadril e joelho), examinadas quantitativamente foi alta (HERSHLER e MILNER, 1980).

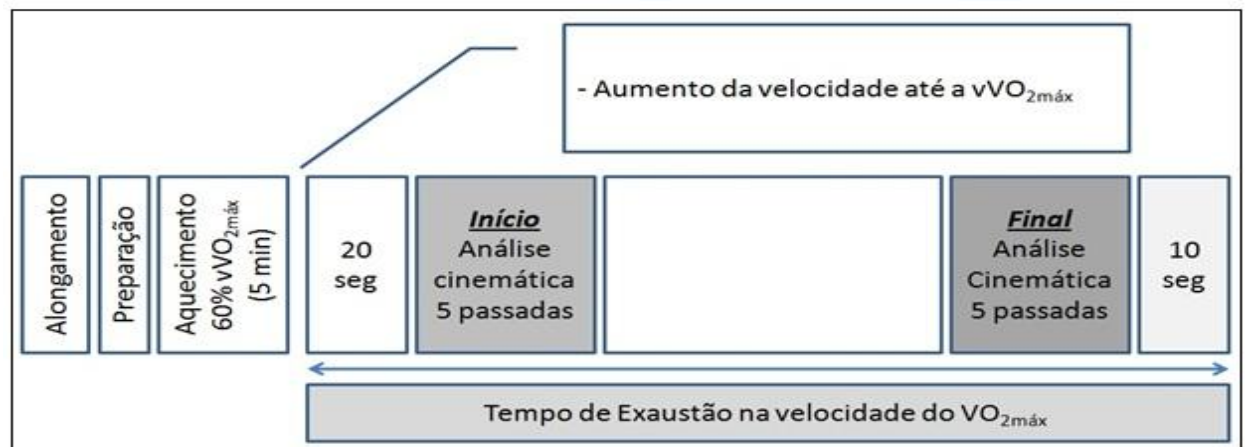


Figura 4: Esquema ilustrativo do procedimento de coleta de dados no tempo de exaustão na velocidade do consumo máximo de oxigênio ( $vVO_{2máx}$ ).

### 3.6 PROCESSAMENTO DOS DADOS

Após a filmagem os vídeos foram exportados em formato .AVI para o software APAS onde foram realizados cortes de cada passada em cada instante de interesse para então iniciar o processo de digitalização semi-automática, onde o digitalizador confere em cada quadro a correta união dos pontos. No software, inicialmente foi criado o modelo para digitalização dos 8 pontos, seguido pela elaboração do modelo de calibração bidimensional com coordenadas X e Y. Após a elaboração do modelo

e digitalização, os pontos foram transformados em coordenadas planares no software APAS através do método DLT (*Direct Linear Transformation*). Posteriormente, foram filtrados com filtro tipo *Butterworth* 4ª ordem com frequência de corte de 6 Hz com o intuito de tentar eliminar possíveis ruídos, falha de instrumento e erros de digitalização. Os valores de deslocamentos angulares das articulações do quadril, joelho e tornozelo foram calculados pelo software APAS e gerados em arquivos de texto do APAS para então serem exportados para o programa Excel. Para fins de análise foram utilizadas as médias dos valores cinemáticos de interesse das 5 passadas analisadas.

Para a determinação dos ângulos de quadril, joelho e tornozelo (figura 6), foi desenvolvida uma rotina de cálculo no Excel através dos seguintes procedimentos :

- Ângulo Suplementar do Quadril ( $\theta_1$ ): Subtração de  $180^\circ$  pelo ângulo interno do quadril ( $\theta$ )
- Ângulo Suplementar do Joelho ( $\beta_1$ ): Subtração de  $180^\circ$  pelo ângulo interno do joelho ( $\beta$ )
- Ângulo do Tornozelo ( $\alpha_1$ ): Subtração do valor considerado neutro para cada indivíduo pelo ângulo interno no tornozelo ( $\alpha$ ). Para determinação do ângulo do tornozelo na posição neutra foram obtidas imagens de vídeo do indivíduo na posição ortostática sobre a esteira sem movimento. O valor do ângulo do tornozelo para cada indivíduo nesta situação foi considerado como  $0^\circ$ . Neste caso ângulos maiores que  $0^\circ$  indicam dorsiflexão e menores que  $0^\circ$  indicam plantiflexão, de acordo com os procedimentos adotados por Kellis e Liassou (2009).

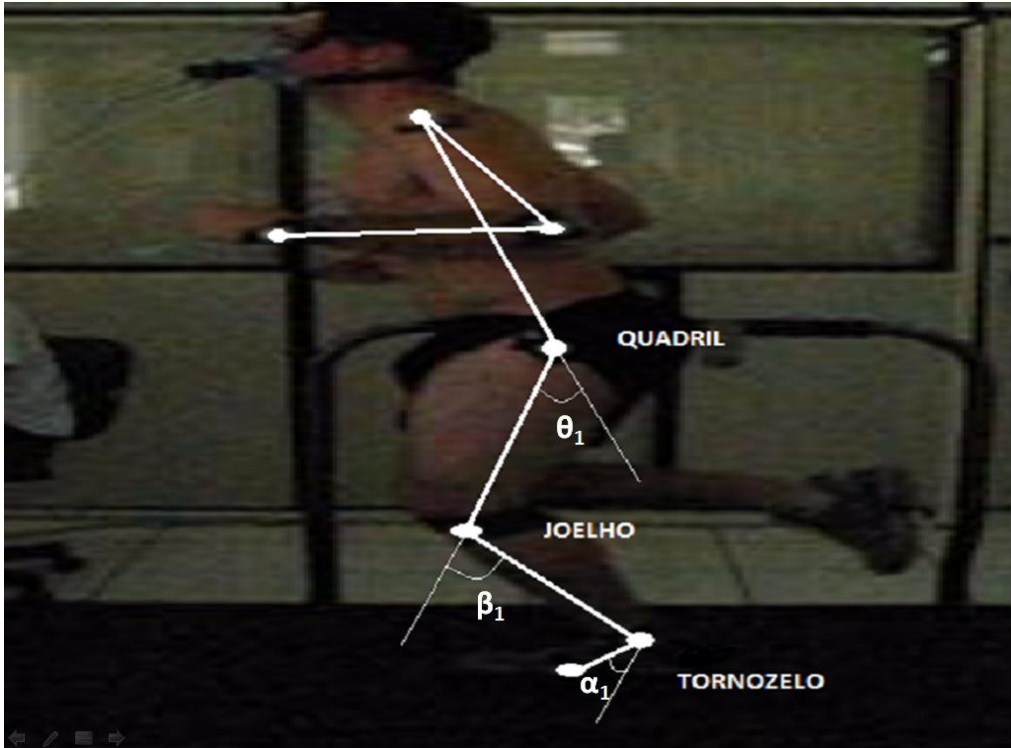


Figura 5: Convenção de ângulos a ser utilizada no estudo segundo Kellis e Liassou (2009)

Após os dados serem exportados para o Excel, as variáveis cinemáticas foram determinadas em cada fase do ciclo de passada (contato inicial, suporte, retirada do hálux e balanço) através de visualização simultânea dos valores adquiridos e do vídeo integrado com os segmentos digitalizados demonstrados pelo APAS.

### 3.7 VARIÁVEIS DE ESTUDO

#### 3.7.1 Variáveis Espaço-Temporais

- **Tempo de Passada (TP):** Tempo entre sucessivos contatos do pé esquerdo com o solo. Calculado pela multiplicação do número de quadros relativos ao ciclo de passada completo pelo tempo entre cada quadro ( $TP = NQP \times 4,76 \cdot 10^{-3}$ ).
- **Tempo de suporte (TS):** Tempo entre a batida do calcâneo do pé esquerdo até a retirada do hálux do pé esquerdo. Calculado pela multiplicação do

número de quadros relativo à fase de suporte pelo tempo entre cada quadro ( $TS=NQS \times 4,76.10^{-3}$ ).

- **Tempo de Balanço (TB):** Tempo entre a retirada do hálux do pé esquerdo até a batida do calcâneo do mesmo pé. Calculado pela multiplicação do número de quadros relativo à fase de balanço pelo tempo entre cada quadro ( $TB=NQB \times 4,76.10^{-3}$ ).
- **Comprimento de passada (CP):** Distância entre dois contatos sucessivos do calcâneo do lado esquerdo com o solo. O cálculo é efetuado através da multiplicação da velocidade de corrida (V) em m/s pelo tempo de passada (TP) ( $CP=V \times TP$ ).
- **Frequência de Passada (FP):** Número de passadas por segundo. O cálculo é efetuado através da divisão da velocidade de corrida em m/s pelo comprimento de passada (CP) ( $FP =V/CP$ ).

### 3.7.2 Variáveis Angulares do Tornozelo

- **Ângulo do Tornozelo no contato:** Ângulo do tornozelo no instante do contato inicial do pé com o solo. Calculado através da subtração do ângulo neutro do tornozelo de cada sujeito pelo ângulo interno do tornozelo no instante do contato inicial.
- **Ângulo do Tornozelo na retirada do hálux:** Ângulo do tornozelo no último contato do pé com o solo quando o hálux do pé esquerdo perde contato com este. Calculado através da subtração do ângulo neutro do tornozelo de cada sujeito pelo ângulo interno do tornozelo no instante da retirada do hálux do solo.
- **Ângulo de Máxima Dorsiflexão do Tornozelo no Suporte:** Maior ângulo do tornozelo durante a fase de suporte. Calculado através da subtração do ângulo neutro do tornozelo de cada sujeito pelo menor ângulo interno do tornozelo na fase de suporte.
- **Ângulo de Máxima Plantiflexão do Tornozelo no Balanço:** Menor ângulo do tornozelo identificado na fase de balanço. Calculado através da subtração do ângulo neutro do tornozelo de cada sujeito pelo maior ângulo interno do tornozelo na fase de balanço.

- **Amplitude de Movimento do Tornozelo:** Diferença entre o maior e menor ângulo de tornozelo registrado durante o ciclo de passada.

### 3.7.3 Variáveis Angulares do Joelho

- **Ângulo do Joelho no Contato Inicial:** Ângulo do joelho no primeiro contato do pé com o solo. Calculado através da subtração de  $180^\circ$  pelo ângulo interno do joelho no instante do contato inicial com o solo.
- **Ângulo de Flexão Máxima do Joelho no Suporte:** Maior ângulo do joelho identificado na fase de suporte. Calculado através da subtração de  $180^\circ$  pelo menor ângulo interno do joelho na fase de suporte.
- **Ângulo de Flexão Máxima de Joelho no Balanço:** Maior ângulo do joelho na fase de Balanço. Calculado através da subtração de  $180^\circ$  pelo menor ângulo interno do joelho na fase de balanço.
- **Ângulo de Extensão do Joelho na Retirada do Hálux:** Ângulo do Joelho no instante de retirada do hálux. Calculado através da subtração de  $180^\circ$  pelo ângulo interno do joelho no instante retirada do hálux do solo.
- **Amplitude de Movimento do Joelho:** Diferença entre o maior e menor ângulo de joelho registrado durante o ciclo de passada.

### 3.7.4 Variáveis Angulares e de Deslocamento Linear do Quadril

- **Ângulo do Quadril no Contato Inicial:** Ângulo do Quadril no instante do primeiro contato com o solo. Calculado através da subtração de  $180^\circ$  pelo ângulo interno do quadril no instante do contato inicial com o solo.
- **Ângulo de Extensão do Quadril na retirada do Hálux:** Ângulo do quadril no instante da retirada do hálux do solo. Calculado através da subtração de  $180^\circ$  pelo ângulo interno do quadril no instante da retirada do hálux do solo.
- **Ângulo de Flexão Máxima do Quadril no Suporte:** Maior ângulo do quadril na fase de suporte. Calculado através da subtração de  $180^\circ$  pelo ângulo interno do quadril na fase de suporte.
- **Deslocamento Vertical do Quadril:** Deslocamento Vertical do marcador anatômico do trocânter (GAZEU, KORALZSTEIN e BILLAT, 1997). Calculado

através da subtração do valor máximo pelo valor mínimo do deslocamento do trocânter no eixo y.

- **Amplitude de Movimento do Quadril:** Diferença entre o maior e menor ângulo de quadril registrado durante o ciclo de passada.

### 3.7.5 Modificações cinemáticas entre início e final da corrida

- **Modificações nas variáveis cinemáticas ( $\Delta$ ):** Calculadas pela diferença entre os valores apresentados no instante final e inicial da corrida.

### 3.7.6 Variáveis Fisiológicas

- **Consumo Máximo de Oxigênio (ml/kg/min):** Maior taxa de captação, transporte e utilização de oxigênio pelo organismo durante o exercício físico severo (BASSET e HOWLEY, 2000). O  $VO_{2m\acute{a}x}$  foi considerado o maior valor registrado a partir de médias calculadas a cada 15 segundos (BILLAT et al., 1999).
- **Velocidade do consumo máximo de oxigênio (km/h):** Velocidade mínima na qual o consumo máximo de oxigênio é atingido durante teste progressivo em esteira. Considerada operacionalmente como a velocidade mínima onde o  $VO_{2m\acute{a}x}$  foi atingido e sustentado por no mínimo 1 minuto, caso o  $VO_{2m\acute{a}x}$  não seja mantido por 1 minuto a velocidade do estágio precedente será considerada a  $vVO_{2m\acute{a}x}$  (BILLAT et al., 1999).
- **Tempo Limite na velocidade do consumo máximo de oxigênio (s):** Tempo até a exaustão voluntária durante a corrida realizada na velocidade do consumo máximo de oxigênio. Considerada operacionalmente como o tempo desde o instante em que a esteira atinge a velocidade do consumo máximo de oxigênio e o instante no qual o sujeito cessa o teste voluntariamente, monitorado pelo cronômetro da câmera filmadora.

### 3.8 TRATAMENTO ESTATÍSTICO

As variáveis cinemáticas nos instantes inicial e final da corrida foram caracterizadas através de estatística descritiva: Média ( $\bar{x}$ ), desvio padrão ( $s$ ) e coeficiente de variação (CV). Para a comparação das variáveis cinemáticas nos instantes inicial e final foram utilizados os testes de *Shapiro-Wilk* para testar a normalidade ou não dos dados. Após comprovada a normalidade de todos os dados cinemáticos foi aplicado o teste “t” pareado para identificar as diferenças. A análise de correlação de Pearson foi empregada para verificar relações entre as modificações cinemáticas com o TLim. A análise de regressão linear múltipla – *método enter* foi aplicada para verificar a contribuição das modificações nas variáveis cinemáticas no TLim. O nível de confiança adotado para todos os testes foi de 95%.

## IV RESULTADOS E DISCUSSÃO

A tabela 1 apresenta variáveis descritivas da caracterização dos 11 sujeitos voluntários do estudo (idade, massa corporal, estatura, densidade corporal e percentual de gordura corporal).

Tabela 1 – Caracterização dos sujeitos: Valores médios de idade, massa corporal, estatura, densidade corporal, percentual de gordura corporal.

Variável	X±DP	CV(%)	Mínimo	Máximo
Idade (anos)	23,67 ± 3,17	13,4	20,00	32,00
Massa Corporal (kg)	71,71 ± 6,21	8,7	57,50	81,20
Estatura (m)	173,94 ± 5,54	3,2	167,10	183,50
Densidade Corporal (g/ml)	1,08 ± 0,01	0,6	1,05	1,08
Percentual de Gordura Corporal (%G)	9,48 ± 2,91	30,7	4,60	13,41
VO <sub>2máx</sub> (ml.kg <sup>-1</sup> .min <sup>-1</sup> )	54,04 ± 4,66	8,6	47,16	59,73
vVO <sub>2máx</sub> (km.h <sup>-1</sup> )	15,40 ± 1,50	9,7	12,6	17,8
TLim (s)	404 ± 115	28,5	271	572

Para efeitos didáticos este capítulo foi organizado em tópicos segundo os objetivos específicos estabelecidos previamente. Inicialmente, fez-se a comparação das características cinemáticas entre o início e o final da corrida e por último foi verificada a contribuição das modificações cinemáticas no tempo limite na vVO<sub>2máx</sub>.

### 4.1 COMPARAÇÃO DAS VARIÁVEIS CINEMÁTICAS ENTRE O INÍCIO E O FINAL DA CORRIDA.

Inicialmente foram apresentados e discutidos os resultados de acordo com o primeiro objetivo específico do estudo: “Comparar variáveis cinemáticas em diferentes instantes da corrida realizada na velocidade do consumo máximo de oxigênio”.

#### 4.1.1 COMPARAÇÃO DAS VARIÁVEIS ESPAÇO-TEMPORAIS ENTRE O INÍCIO E FINAL DA CORRIDA



Este tópico aborda a comparação das variáveis espaço-temporais entre início e final da corrida (tempo de passada, tempo de suporte, tempo de balanço, comprimento de passada e frequência de passada). Os resultados estão contidos na tabela 3 a seguir:

Tabela 2 - Comparação dos valores médios das variáveis espaço-temporais entre o início e o final da corrida.

Variável	Estágio	(Média±DP)	CV(%)	t	p
Tempo de Passada (s)	Início	0,678±0,055	8,18	-0,222	0,829
	Final	0,680±0,050	7,46		
Tempo de Suporte (s)	Início	0,223±0,026	11,66	-1,214	0,253
	Final	0,228±0,020	8,86		
Tempo de Balanço (s)	Início	0,455±0,038	8,57	0,569	0,582
	Final	0,452±0,036	8,11		
Comprimento de Passada (m)	Início	2,88±0,29	10,22	1,030	0,327
	Final	2,86±0,27	9,43		
Frequência de Passada (passadas.s <sup>-1</sup> )	Início	1,48±0,11	7,73	-0,301	0,226
	Final	1,49±0,12	8,18		

Analisando as comparações da tabela 4 constata-se que não houve diferença significativa em nenhuma das variáveis para os níveis pré-estabelecidos ( $p < 0,05$ ). Na sequência, procedeu-se a comparação individual para todas as variáveis espaço-temporais entre o início e final da corrida. O resultado desta comparação está na Quadro 1.

Quadro 1 – Comparação individual das variáveis espaço-temporais entre o início e final da corrida

Variável	Comparação individual entre o início e final
Tempo de Passada (s)	3 diminuíram, 3 não alteraram e 4 aumentaram
Tempo de Suporte (s)	5 diminuíram e 6 aumentaram
Tempo de Balanço (s)	7 diminuíram e 4 aumentaram
Comprimento de Passada (m)	4 diminuíram, 7 aumentaram
Frequência de Passada (passadas.s <sup>-1</sup> )	3 diminuíram, 5 aumentaram, 3 não alteraram

Ao confrontar os resultados deste estudo com pesquisas semelhantes tem-se o seguinte cenário: O tempo de passada médio não apresentou diferença significativa, o que pode ser justificado pela grande variação intrasujeito para esta variável refletindo ausência de alteração significativa para o grupo. Esses achados vão contra os de Avogrado, Dolenc e Belli (2003) que demonstraram aumento no tempo de passada entre o início e final de uma corrida até a exaustão a 90% do  $VO_{2máx}$ . Já Tartaruga et al., (2003) demonstraram aumento no tempo de passada entre o início e final de uma corrida de 500 m.

O tempo de balanço não apresentou diferenças significativas entre o início e final da corrida. Esses resultados são contrários aos de Avogrado, Dolenc e Belli (2003) que demonstraram aumento no tempo de balanço entre o 3º minuto e o final da corrida a 90% da  $vVO_{2máx}$ ) e semelhantes aos de Heyes, Bowen e Davies (2004) que não encontraram alterações no tempo de não suporte (no presente estudo representado pelo tempo de balanço) entre o início e o final da corrida na  $vVO_{2máx}$  em corredores sub-elite.

Observa-se um aumento não significativo do tempo de suporte médio entre o início e o final da corrida, o que corrobora com os achados de Heyes, Bowen e Davies (2004) que não evidenciaram diferença no tempo de suporte entre o início e final da corrida na  $vVO_{2máx}$ . Já Gazeau, Koralsztein e Billat (1997) demonstraram aumento significativo do tempo de suporte no decorrer da corrida na  $vVO_{2máx}$  (0,194s vs 0,198s) e Avogrado, Dolenc e Belli (2003) demonstraram aumento no tempo de suporte entre o 3º minuto e o final da corrida a 90% da  $vVO_{2máx}$ . Um aumento no tempo de suporte também foi reportado ao longo de uma corrida de longa distância (NICOL et al., 1991a,b) e exercícios de curta duração que exigem bastante do ciclo alongamento-encurtamento como uma corrida máxima de 500 metros (Tartaruga et al., 2003).

Kram e Taylor (1990) reportaram uma relação entre a taxa de energia utilizada para correr e o tempo no qual o pé aplica força no solo durante cada passada. Esses resultados suportam a hipótese de que o aumento no tempo de contato afeta negativamente o custo energético, o que pode ser reforçado pelo estudo de Gazeau, Koralsztein e Billat (1997) onde o aumento no tempo de suporte influenciou negativamente o tempo limite na  $vVO_{2máx}$ . O aumento do tempo de suporte pode ser explicado em parte pela incapacidade em estender concentricamente o quadril para continuar a gerar força em determinada taxa com o progresso da

fadiga muscular. No presente estudo, a tendência de parte dos sujeitos em aumentar o tempo de suporte e diminuir o tempo de balanço pode ter contribuído para a manutenção do tempo de passada médio, e outros parâmetros como comprimento e frequência de passada que serão apresentados e discutidos posteriormente.

O comprimento de passada sofreu pequena diminuição não significativa entre o início e final da corrida. Já Siler e Martin (1991) identificaram aumento do comprimento de passada ao submeterem corredores treinados a uma corrida até a exaustão na velocidade extraída a partir do tempo de 10 km. Cavanagh et al., (1985) reportaram aumentos de 6,0 e 8,0 cm no comprimento de passada para 2 indivíduos e Williams, Snow e Agruss (1991) encontraram aumento significativo médio de 4,5 cm entre o início e final da corrida. No presente estudo, 4 dos 11 sujeitos diminuíram o comprimento de passada, 6 deles aumentaram poucos centímetros e 1 sujeito apresentou aumento de 10 cm.

No estudo de Heyes, Bowen e Davies (2004) as pequenas modificações ocorridas na frequência de passada foram compensadas parcialmente por um comprimento de passada mais curto e um tempo de balanço mais curto nos estágios finais da corrida, o que corrobora com os resultados do presente estudo. No entanto, esses pesquisadores analisaram apenas 6 sujeitos, e de acordo com seus próprios comentários, a ausência de modificações significativas no comprimento de passada pode ter mascarado a variabilidade interindividual, pois 3 sujeitos aumentaram, 2 sujeitos diminuíram, e 1 sujeito não modificou esse comprimento.

Aumentando o comprimento da passada aumenta-se a complacência vertical da extremidade inferior e o  $VO_2$  (CAVANAGH e WILLIAMS, 1995; HAMILL, DERRICK e HOLT, 1995). Estudos têm demonstrado que durante condições normais, os corredores usam o consumo de oxigênio como um critério de otimização para selecionar variáveis cinemáticas, particularmente o comprimento de passada (CAVANAGH e WILLIAMS, 1995; HAMILL, DERRICK e HOLT, 1995). Além disso, maiores comprimentos de passada foram associados a maiores magnitudes e atenuações de choques com o solo durante a corrida (MERCER et al., 2003, DERRICK et al., 1998, DERRICK, HAMILL e CALDWELL, 1998).

No presente estudo não foram analisadas variáveis determinantes de magnitude do impacto e parâmetros metabólicos. No entanto, pode-se inferir que parte dos sujeitos pode diminuir o comprimento de passada para diminuir o custo

energético da corrida e/ou reduzir a magnitude dos impactos, enquanto outros podem aumentar o comprimento de passada para reduzir a quantidade de choques e melhorar a atenuação.

No presente estudo a frequência de passada apresentou pequeno aumento médio não significativo. Verbitsky et al., (1998) e Mizrahi et al., (2000) observaram no estado de fadiga um declínio na frequência de passada escolhida livremente. Candau (1998) observaram pequena diminuição na frequência de passada durante uma corrida curta no domínio severo que induziu a um aumento no  $VO_2$ . Outros experimentos também demonstraram que a frequência de passada diminui (CANDAU et al., 1998; DUTTO e SMITH, 2002; SILER e MARTIN, 1991) ou aumenta (KYRÖLÄINEN et al., 2000; PLACE et al., 2004) com a fadiga. Em suma, no estado não fadigado, a uma dada velocidade de corrida, os sujeitos selecionam aproximadamente uma frequência de passada ótima, correspondente a um mínimo custo metabólico (CAVANAGH e WILLIAMS, 1982). No entanto, com o progresso da fadiga os sujeitos modificam a frequência de passada para uma frequência diferente da ótima, o que aumenta o custo metabólico (CANDAU et al., 1998; VERBITSKY et al., 1998).

A exemplo dos procedimentos adotados por Mizrahi et al., (2000), no presente estudo a velocidade foi mantida constante pela esteira ao longo de toda a corrida. Anderson (1996) relataram que a diminuição da frequência de passada na corrida de velocidade constante implica em um aumento no deslocamento vertical do centro de massa e do quadril. De acordo com o modelo de massa mola desenvolvido por McMahon e Cheng (1990) a perna durante a corrida funciona como uma mola propulsora baseada na força de reação do solo e deslocamento do centro de massa. A rigidez da perna é inversamente proporcional ao deslocamento vertical do centro de massa, portanto seria interessante aumentar a frequência de passada, para diminuir o deslocamento vertical do centro de massa e aumentar a rigidez da perna como demonstrado por estudos mais recentes (MORIN et al., 2007; HOBARA et al., 2010) como forma de melhor aproveitamento da energia elástica nos músculos.

O resultado do presente estudo era esperado, uma vez que para manter a velocidade de corrida com menor comprimento de passada os sujeitos compensam com pequenos incrementos na frequência de passada, enquanto os sujeitos que aumentaram o comprimento de passada adotaram a estratégia oposta. Ademais, a maioria dos sujeitos aumentou a frequência de passada, o que pode nos levar a crer

que estes sujeitos podem ter tentado preservar a rigidez da perna, de acordo com o referencial teórico.

#### 4.1.2 COMPARAÇÃO DAS VARIÁVEIS ANGULARES DA ARTICULAÇÃO DO TORNOZELO ENTRE O INÍCIO E FINAL DA CORRIDA

Também, na sequência, fez-se a comparação dos valores médios das variáveis angulares da articulação do tornozelo (ângulo no contato inicial, ângulo na retirada do hálux, máxima dorsiflexão, máxima plantiflexão e amplitude de movimento) entre o início e o final da corrida cujos resultados estão demonstrados na tabela 5 a seguir

Tabela 3 - Comparação dos valores médios das variáveis angulares do tornozelo entre o início e o final da corrida.

<b>Tornozelo</b>	<b>Estágio</b>	<b>Média±DP</b>	<b>CV(%)</b>	<b>t</b>	<b>p</b>
Ângulo no Contato Inicial (°)	Início	5,81±2,07	35,66	0,700	0,500
	Final	5,13±4,78	93,12		
Ângulo na Retirada do Hálux(°)	Início	-19,23±5,07	26,35	-0,315	0,759
	Final	-18,95±5,76	30,42		
Máxima Dorsiflexão no Suporte(°)	Início	26,23±4,69	17,88	-0,649	0,531
	Final	26,78±5,64	21,06		
Máxima Plantiflexão no Balanço	Início	-24,03±7,32	30,50	3,143	0,009*
	Final	-25,79±7,67	29,50		
Amplitude de Movimento (°)	Início	50,81±7,22	14,21	-1,796	0,103
	Final	52,71±6,45	12,24		

\*p<0,05

Analisando os valores da tabela 5 percebe-se que a única variável que apresentou diferença significativa nos valores médios foi o ângulo de máxima plantiflexão no balanço. Na busca de uma possível explicação fez-se a comparação individual das variáveis angulares do tornozelo entre o início e final da corrida, conforme consta no quadro 2.

Quadro 2- Comparação individual das variáveis angulares do tornozelo entre o início e final da corrida

<b>Tornozelo</b>	<b>Comparação individual entre o início e final</b>
Ângulo no Contato Inicial (°)	6 diminuíram e 5 aumentaram
Ângulo na Retirada do Hálux(°)	6 diminuíram, 1 não alterou e 4 aumentaram
Máxima Dorsiflexão no Suporte(°)	6 aumentaram e 5 diminuíram
Máxima Plantiflexão no Balanço	8 aumentaram e 3 diminuíram
Amplitude de Movimento (°)	6 aumentaram e 5 diminuíram

Analisando os valores da tabela 5 evidencia-se que os sujeitos apresentam diminuição não significativa na dorsiflexão no contato inicial entre o início e o final da corrida, o que vai contra aos achados de Christina, White e Gilchrist (2001) que observaram diminuição significativa ( $p=0,003$ ) na dorsiflexão média de  $3,2^\circ$  em 11 corredoras recreacionais correndo a  $2,9 \text{ m.s}^{-1}$  após protocolo de fadiga localizada dos músculos dorsiflexores.

Esses achados são também contrários a estudos similares utilizando corrida até a exaustão, onde foi demonstrado que com o início da fadiga, ocorre diminuição da dorsiflexão no contato inicial (DUTTO et al., 1997; ELLIOT e ACKLAND, 1981; GHÉLAUWE e MADSEN, 1997). De forma semelhante, Kellis e Liassou (2009) observaram que a dorsiflexão diminuiu durante a corrida realizada a  $3,61 \text{ m.s}^{-1}$  somente após um protocolo de fadiga dos músculos dorsiflexores e flexores plantares e não se alterou com fadiga específica dos flexores e extensores do joelho.

Autores demonstraram que a maior plantiflexão no contato com o solo aumentou o pico de impacto e a taxa de carga (GERRITSEN, VAN-DEN BOGERT, e NIGG 1995; COLE et al., 1996), enquanto outros demonstraram aumento somente na taxa de carga (CHRISTINA, WHITE e GILCHRIST, 2001). Para Gerritsen et al., (1995), aumentar a plantiflexão no contato inicial, pode resultar em maior comprimento do músculo tibial anterior assim que o pé é abaixado (ação excêntrica). Isso poderia auxiliar a diminuir a força de impacto e aumentar a absorção de energia. Portanto, com o progresso da fadiga muscular os dorsiflexores podem perder sua capacidade de agir excentricamente o que aumentaria a força de reação do solo. Um aumento na dorsiflexão durante o contato, ou tendência de batida com o calcanhar no solo reduz a conversão de energia translacional para rotacional tal que

a maioria da energia é perdida na colisão como solo. Em contraste, aterrissar com maior flexão plantar pode melhorar a performance através do melhor armazenamento e conversão de energia elástica (LIEBERMAN et al., 2010)

Dessa forma, os achados do presente estudo demonstram que assim com em outras variáveis analisadas, os sujeitos de um mesmo grupo adotam estratégias diferentes de posição do tornozelo durante a colisão com o solo assim que a fadiga progride. Os indivíduos que diminuem a dorsiflexão no contato inicial podem fazê-lo para melhorar a atenuação do impacto e realizar a transição para a fase de balanço de maneira mais rápida.

A máxima dorsiflexão na fase de suporte apresentou leve aumento não significativo no grupo, sendo que 6 aumentaram e 5 diminuíram o ângulo do tornozelo. Ao contrário, Kellis e Liassou (2009) observaram diminuição na máxima dorsiflexão após protocolo de fadiga no tornozelo. A maior dorsiflexão no suporte encontrada para alguns sujeitos pode estar relacionada a uma maior flexão do joelho nesta fase do ciclo, uma vez que o tempo para atingir esses valores máximos é bem próximo. Além disso, foi observado na análise dos dados brutos individuais que alguns indivíduos que apresentaram maior dorsiflexão no contato apresentam maior dorsiflexão no suporte. Neste caso, a aterrissagem no calcanhar pode ter aumentado o pico de dorsiflexão subsequente.

O ângulo do tornozelo na retirada do hálux ou *toe-off* apresentou menor plantiflexão não significativa no grupo. Esses achados estão de acordo com os de Kellis e Liassou (2009) que não observaram modificações no ângulo do tornozelo na retirada do hálux em corrida a  $3,61\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$  após fadiga localizada dos músculos do tornozelo e outro protocolo da fadiga no joelho. Essa estratégia pode ter sido mantida pelos sujeitos para manter a aplicação de força durante a fase de impulsão mesmo nos estágios finais do exercício. De acordo com Williams, Snow e Agruss (1991), esse ângulo é considerado o ângulo de impulsão e está relacionado à velocidade linear de corrida. Quanto maior a dorsiflexão neste instante, maior é a velocidade linear de corrida, pois maior é a aplicação de força de propulsão no eixo horizontal. Nesta situação, os músculos extensores de quadril, joelho, tornozelo e dedos do pé têm a função de projetar o corpo à frente, sendo os músculos do compartimento posterior do tornozelo (tibial posterior e fibular), responsáveis pela propulsão final do solo. Portanto, seria interessante aumentar ou manter a

dorsiflexão neste instante quando a velocidade de corrida é constante, fato evidenciado em 7 sujeitos de nosso estudo como demonstrado na tabela 6.

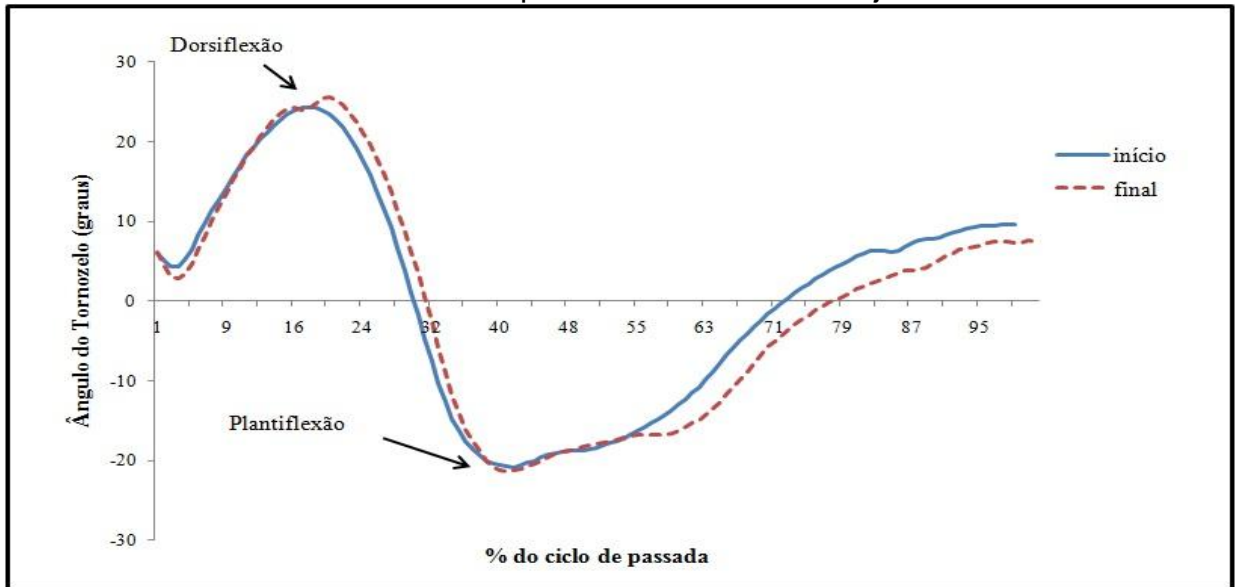
A máxima plantiflexão na fase de balanço aumentou significativamente entre o início e final da corrida, o que corrobora com os achados de Kellis e Liassou (2009). Ressalta-se que a falta de outros estudos que tenham analisado a máxima plantiflexão no balanço dificulta a discussão dos resultados. De fato, os músculos dorsiflexores e flexores plantares afetam não somente a posição da articulação do tornozelo na fase de contato e suporte, mas também a cinemática do tornozelo durante o a retirada do hálux e na fase de balanço (PIAZZA e DELP, 1996; CHRISTINA, WHITE e GILCHRIST, 2001). Reber, Perrel e Pink (1993) reforçam essa premissa ao demonstrarem que esses músculos estão ativos de 50% a 85% do ciclo de passada. Por conseguinte, já foi observado em outro estudo, aumento na atividade do gastrocnêmio na fase de balanço com a fadiga dos flexores plantares (KELLIS e LIASSOU, 2009). Apesar de não termos empregado análise eletromiográfica no presente estudo, essa tendência pode explicar a maior plantiflexão no balanço encontrada em nossos achados.

No presente estudo, a amplitude de movimento do tornozelo não se alterou significativamente durante a corrida para o grupo como um todo, o que corrobora com Bonacci et al., (2010) que analisaram os efeitos de uma prova de ciclismo com duração de 45 minutos na cinemática da corrida subsequente. Esse resultado pode ser justificado pela maior plantiflexão do tornozelo no balanço do grupo inteiro e aumento da máxima dorsiflexão no suporte em parte da amostra. Anderson (1996) elencou a menor amplitude de movimento do tornozelo e maior velocidade angular na flexão plantar durante a retirada do hálux como fatores relacionados à melhor economia de corrida. Portanto, esses achados sugerem que a fadiga pode influenciar na amplitude de movimento e reduzir a economia para alguns sujeitos, pois ocorre o aumento na plantiflexão máxima na fase de balanço através de uma maior ação dos músculos flexores plantares como já discutido anteriormente.

A figura 6 ilustra o comportamento do ângulo do tornozelo durante o ciclo de passada no início e final da corrida.



Figura 6 - Comportamento da articulação do tornozelo durante o ciclo de passada. Os valores referem-se à média de 5 passadas de todos os sujeitos do estudo



É possível perceber na figura 6 uma tendência de menor dorsiflexão no contato e maior dorsiflexão máxima no suporte no final da corrida (entre 16 e 24% do ciclo) para o grupo inteiro. Os valores médios da curva tendem a se estabilizar no final da fase de suporte e retirada do hálux (entre 32 e 40% do ciclo) com maior plantiflexão no balanço no final da corrida já preparando a colisão com o solo para o próximo ciclo (entre 40 e 100% do ciclo).

#### 4.1.3 COMPARAÇÃO DAS VARIÁVEIS ANGULARES DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO ENTRE O INÍCIO E FINAL DA CORRIDA

Terminada a análise da articulação do tornozelo, procedeu-se a comparação dos valores médios das variáveis angulares da articulação do joelho (ângulo no contato inicial, ângulo na retirada do hálux, máxima flexão no suporte, máxima flexão no balanço e amplitude de movimento) como consta na tabela 7.

Tabela 4 - Comparação dos valores médios das variáveis angulares do joelho entre o início e o final da corrida.

Variável	Estágio	Média±DP	CV(%)	t	p
Ângulo no Contato Inicial(°)	Início	20,40±5,03	24,65	-0,064	0,950
	Final	20,49±5,04	24,60		
Máxima Flexão no Suporte(°)	Início	48,18±6,10	12,67	-0,336	0,744
	Final	48,60±4,91	10,11		
Ângulo na Retirada do Hálux(°)	Início	18,09±6,67	36,87	1,301	0,222
	Final	17,04±6,86	40,24		
Máxima Flexão no Balanço(°)	Início	108,67±9,27	8,53	-1,696	0,121
	Final	110,73±9,43	8,51		
Amplitude de Movimento (°)	Início	90,58±11,51	12,71	-2,205	0,052
	Final	93,68±12,42	13,25		

Analisando os resultados da tabela 7, constata-se que não houve diferença significativa para nenhuma das variáveis angulares do joelho entre o início e final da corrida. Na busca de uma possível explicação fez-se a comparação individual das variáveis angulares do joelho entre o início e final da corrida, conforme consta no quadro 3.

Quadro 3 - Comparação individual das variáveis angulares do joelho entre o início e final da corrida

Joelho	Comparação individual entre o início e final
Ângulo no Contato Inicial (°)	4 diminuíram e 7 aumentaram
Máxima Flexão no Suporte(°)	4 diminuíram e 7 aumentaram
Ângulo na Retirada do Hálux(°)	6 diminuíram e 5 aumentaram
Máxima Flexão no Balanço	4 diminuíram e 7 aumentaram
Amplitude de Movimento (°)	3 diminuíram e 8 aumentaram

O ângulo do joelho no contato inicial não apresentou diferenças significativas no grupo entre o início e final da corrida. Esses achados vão contra vários estudos que investigaram os efeitos da fadiga no ângulo do joelho no contato inicial (SILER e MARTIN, 1991; MIZRAHI et al., 2000; DERRICK, DEREU e MCLEAN, 2002; KELLIS

e LIASSOU, 2009). Entretanto, os resultados de outro estudo em situação similar (HEYES, BOWEN e DAVIES, 2004) demonstram não haver alterações significativas no ângulo do joelho no contato. Sugestões prévias indicam que um joelho mais flexionado no contato inicial reduz a chance de lesões devido à menor força de reação do solo e melhor absorção de choque (COVENTRY et al., 2006; DERRICK et al., 2004). Além disso, o aumento da flexão de joelho causa redução da massa efetiva do corpo que é acelerada durante o contato e conseqüentemente, melhora a função de atenuação de choques pelo corpo (McMAHON et al., 1987; LAFORTUNE, HENNIG e LAKE, 1996; DERRICK, 2004;). Com base nos postulados supracitados, pode-se concluir que grande parte da amostra do presente estudo pode ter adotado uma maior flexão do joelho no contato como forma de atenuar impactos durante a fadiga, uma vez que a função muscular fica comprometida

O ângulo de flexão máxima do joelho no suporte (após o contato inicial) não apresentou diferença significativa para o grupo. Foi observado que 2 sujeitos apresentaram grande extensão ( $8,57^{\circ}$  e  $4,14^{\circ}$ ) em detrimento dos demais. Quando comparados os valores dos outros 9 sujeitos foi observada uma maior flexão significativa ( $p=0,045$ ) na fase de suporte no final da corrida e na fase de suporte, o que vai de encontro aos resultados de Mizrahi et al., (2000) comparando diferentes instantes de uma corrida de 30 minutos acima do LAn e Derrick, Dereu e Mclean (2002) que compararam diferentes instantes de uma corrida até a exaustão a  $3,7\text{m/s}$ .

Foi demonstrado que a performance durante o exercício pode ser afetada pelas alterações cinemáticas do joelho durante os últimos estágios da corrida. Valiant (1990) estimaram que existe um aumento de 25% no  $\text{VO}_2$  para cada  $5^{\circ}$  de aumento na flexão máxima do joelho no suporte. Outros estudos relacionam esse ângulo a um custo metabólico associado à atenuação do choque (HAMILL, DERRICK e HOLT, 1995; McMAHON, VALIANT e FREDERICK, 1987), pois trata-se da fase subseqüente ao contato inicial onde a maior flexão do joelho que persiste nesta fase pode refletir a intenção em atenuar o impacto. Na fase de alongamento os músculos agem excentricamente seguidos por uma ação concêntrica caracterizando o CAE. Esse ciclo tem o papel de melhorar o rendimento muscular durante a fase final (ação concêntrica) quando comparado com a ação concêntrica isolada. Análises cinemáticas revelaram que no estado de fadiga modificações na força de reação do solo estão associadas a dificuldades em manter deslocamentos

angulares constantes. A diminuição na força após o impacto é provavelmente relacionada à maior flexão do joelho (NICOL et al., 1991; HORITA et al., 1996). Uma consequência deste processo, seria que para manter a mesma performance do CAE em uma dada velocidade de corrida, o sujeito deve realizar maior trabalho muscular durante a fase de propulsão levando a um maior progresso da fadiga (KOMI, 2000).

Neste caso, assim como ocorrido no contato inicial, os sujeitos do presente estudo podem ter tido um aumento na flexão do joelho no final da corrida na tentativa de atenuar choques na situação de fadiga. No entanto, essa estratégia poderia aumentar o custo metabólico nos estágios finais. Essas questões necessitam, entretanto, de melhores delineamentos de estudo para uma resposta mais acurada.

A extensão máxima de joelho na retirada do hálux não apresentou modificações significativas, bem como no estudo de Gazeau, Koralsztein e Billat (1997) onde este ângulo não modificou na segunda metade da corrida. Já outros autores evidenciaram que após protocolo de fadiga dos músculos do tornozelo, houve aumento da flexão do joelho na retirada do hálux (KELLIS e LIASSOU, 2009). Piazza e Delp (1996) relataram que o gastrocnêmio produz aceleração da extensão do joelho no suporte e momento de flexão durante o balanço. Isso foi atribuído à função biarticular desse músculo onde o momento de flexão no joelho acelera o joelho em flexão enquanto a flexão plantar acelera a extensão do joelho. Se o gastrocnêmio torna-se fadigado, sua contribuição para a aceleração da extensão do joelho no suporte pode ficar comprometida e tornar o joelho mais flexionado na retirada do hálux. No presente estudo 6 dos 11 sujeitos apresentaram menor ângulo do joelho (maior extensão) na retirada do hálux. Esses sujeitos podem ter aumentado a extensão em virtude de uma maior ação do gastrocnêmio nos estágios finais da corrida.

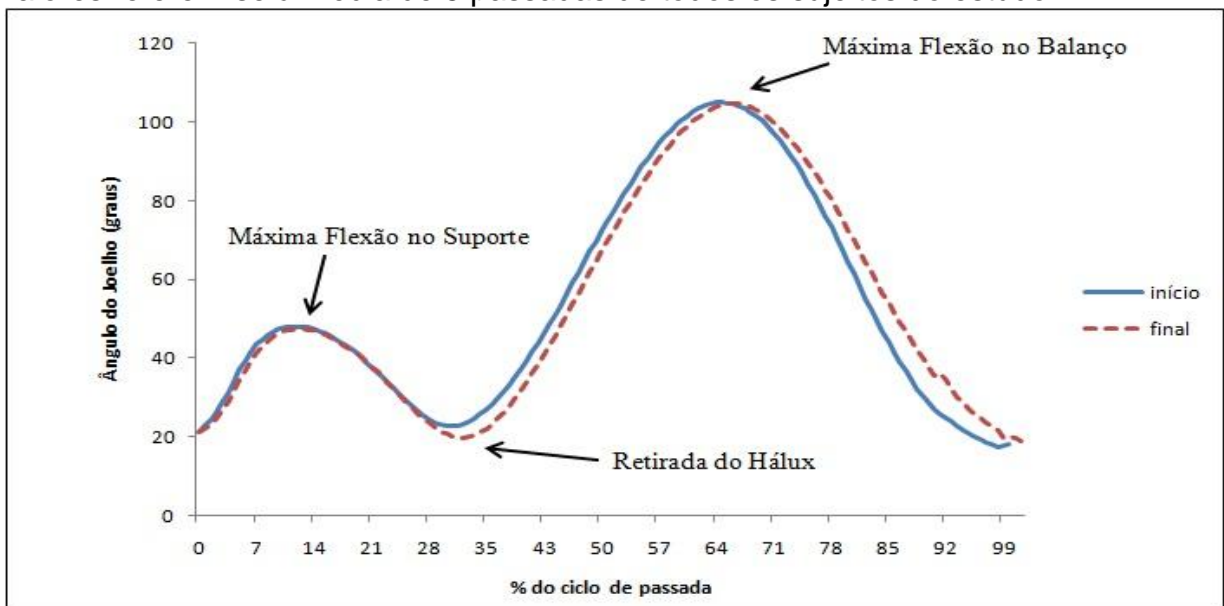
A máxima flexão do joelho no balanço apresentou aumento não significativo no final em relação ao início da corrida. De maneira similar, Kellis e Liassou (2009) não encontraram modificações no ângulo do joelho no balanço em protocolos de fadiga para o joelho e o tornozelo. Heyes, Bowen e Davies (2004) demonstram mesma tendência durante a corrida na  $v\text{VO}_{2\text{máx}}$ . Williams, Snow e Agruss (1991) encontraram aumento da flexão do joelho no balanço e consideraram uma alternativa importante para reduzir o momento de inércia e auxiliar a ação do quadril. Neste caso o efeito da esteira pode influenciar as adaptações à fadiga, onde os

sujeitos usam o efeito da inércia da correia na fase atrás e diminuem a ação motora do quadril durante o apoio. Uma consequência do efeito inercial seria o aumento na velocidade angular do joelho durante a flexão no balanço na segunda metade de corrida, o que pode aumentar a flexão do joelho (GAZEAU, KORALSZTEIN e BILLAT, 1997).

A amplitude de movimento do joelho apresentou aumento significativo entre o início e o final da corrida no grupo, o que vai contra aos achados de Bonacci et al., (2010) analisando os efeitos da fadiga na corrida após 45 minutos de ciclismo. De fato, Bonacci et al., (2010) perceberam que 8 dos 15 sujeitos da sua amostra aumentaram significativamente a amplitude de movimento de joelho após o ciclismo, o que reforça a importância da comparação individual para melhor uma melhor análise dos resultados. Esses achados corroboram com outros já encontrados para o tornozelo no nosso estudo e já supracitados, pois uma maior flexão do joelho no balanço e a maior extensão máxima do joelho na retirada do hálux na maioria da amostra, reflete uma maior amplitude de movimento nos estágios finais.

A figura 7 ilustra o comportamento da articulação do joelho durante o ciclo de passada no início e final da corrida.

Figura 7: Comportamento da articulação do joelho durante o ciclo de passada. Os valores referem-se à média de 5 passadas de todos os sujeitos do estudo.



Através da observação da figura 7, é possível perceber que o grupo apresenta sobreposição dos valores desde o contato inicial até perto da retirada do

hálux (~28% do ciclo). A partir daí, existe a tendência de aumentar a extensão do joelho na fase de propulsão (entre 28 e 35% do ciclo). Na máxima flexão na fase de balanço (entre 64 e 71% do ciclo) os valores se encontram novamente, com maior flexão subsequente até o próximo contato com o solo (71 a 100% do ciclo).

#### 4.2.4 COMPARAÇÃO DAS VARIÁVEIS ANGULARES DA ARTICULAÇÃO DO QUADRIL ENTRE O INÍCIO E FINAL DA CORRIDA

Para finalizar as análises comparativas deste primeiro objetivo específico, as variáveis angulares do quadril no início e o final da corrida (ângulo do quadril no contato inicial, a máxima flexão do quadril na fase de suporte, máxima extensão na retirada do hálux, máxima flexão no balanço, deslocamento vertical e amplitude de movimento) estão dispostas na tabela 9.

Tabela 5: Comparação dos valores médios das variáveis angulares do quadril entre o início e o final da corrida.

Variável	Estágio	Média±DP	CV(%)	t	p
Ângulo no Contato Inicial(°)	Início	23,72±5,38	22,68	0,300	0,770
	Final	23,91±4,98	20,82		
Máxima Flexão no Suporte (°)	Início	28,69±5,19	18,11	0,160	0,876
	Final	28,58±5,77	20,20		
Ângulo na Retirada do Hálux(°)	Início	-10,40±4,95	47,60	1,318	0,217
	Final	-11,39±4,18	36,70		
Máxima Flexão no Balanço(°)	Início	34,36±6,21	18,66	-0,718	0,489
	Final	35,08±7,73	22,06		
Amplitude de Movimento (°)	Início	45,08±8,17	18,24	-1,800	0,102
	Final	46,73±8,62	18,46		
Deslocamento Vertical (cm)	Início	11,39±1,17	10,32	-0,866	0,407
	Final	11,83±2,15	18,21		

Analisando os resultados da tabela 9 é possível observar que não houve diferença significativa em nenhuma das variáveis angulares do quadril entre o início e o final da corrida no grupo. Da mesma, forma que o tornozelo e joelho, fez-se a comparação individual das variáveis angulares do quadril como demonstrado no quadro 4.

Quadro 4 - Comparação individual das variáveis angulares do quadril entre o início e final da corrida

<b>Quadril</b>	<b>Comparação individual entre o início e final</b>
Ângulo no Contato Inicial(°)	4 diminuíram, 1 não alterou e 6 aumentaram
Máxima Flexão no Suporte (°)	7 diminuíram e 4 aumentaram
Ângulo na Retirada do Hálux(°)	9 diminuíram e 2 aumentaram
Máxima Flexão no Balanço(°)	6 diminuíram e 5 aumentaram
Amplitude de Movimento (°)	3 diminuíram e 8 aumentaram
Deslocamento Vertical (cm)	5 diminuíram e 6 aumentaram

O ângulo do quadril no contato inicial não apresentou diferença significativa em nenhuma direção, o que vai de encontro as achados de Kellis e Liassou (2009) que também não encontraram diferenças nesse ângulo após protocolo de fadiga localizada no tornozelo e joelho. Já Williams, Snow e Agruss (1991) evidenciaram maior ângulo da coxa com a componente vertical (maior flexão do quadril) no contato inicial, ao final da corrida de 5 km durante competição em pista.

A máxima flexão do quadril no suporte também não apresentou diferença significativa em nenhuma direção, o que também vai de encontro aos achados de Kellis e Liassou (2009) ao evidenciarem não haver diferença na máxima flexão do quadril no suporte após protocolo de fadiga localizada no tornozelo e joelho.

A ausência de diferença significativa no ângulo do quadril no contato inicial pode ter ocorrido devido à função dos adutores e abdutores do quadril de fazer com que a pelve realize uma rotação interna para manter o centro de gravidade nesta extremidade (FIELDS et al., 2005). Na fase de suporte, o quadríceps contrai enquanto a tíbia sofre rotação interna no tálus. O quadril e o joelho alinham verticalmente com o tornozelo, enquanto o quadril desloca-se lateralmente para manter o centro de gravidade (FIELDS et al., 2005). Assim, os principais ajustes do quadril com o progresso da fadiga podem ter ocorrido no plano transversal e não no sagital.

Coventry et al., (2006) analisaram os efeitos da fadiga na extremidade inferior sobre variáveis cinemáticas e cinéticas na aterrissagem do salto sobre um único pé. Os autores perceberam que não houve alterações na atenuação de choques mesmo com a fadiga, mas que a flexão do joelho e quadril aumentaram e a plantiflexão

diminuiu. Os autores postularam que a extremidade inferior adapta-se à fadiga alterando a cinemática durante o impacto e redistribuindo o trabalho para músculos proximais mais longos numa tentativa de melhorar a absorção de choques, pois houve maior trabalho articular do quadril e menor trabalho articular do tornozelo. Portanto, como no presente estudo não houve alterações significativas no ângulo do tornozelo no contato inicial para o grupo e parte da amostra apresentou aumento da plantiflexão no contato inicial e maior flexão do joelho, os sujeitos não precisaram aumentar a flexão do quadril nos estágios finais da corrida.

O ângulo do quadril na retirada do hálux não apresentou diferença significativa. Kellis e Liassou (2009) demonstraram que o ângulo de extensão do quadril na retirada do hálux foi maior após protocolo isocinético de fadiga no joelho. Já Heyes, Bowen e Davies (2004) não encontraram alterações significativas na extensão máxima do quadril na retirada do hálux entre o início e o final da corrida na  $vVO_{2máx}$ . A máxima flexão do quadril no balanço e a amplitude de movimento do quadril não apresentaram diferença significativa em nenhuma direção, o que também corrobora com os achados de Heyes, Bowen e Davies (2004) que não encontraram alterações significativas na amplitude de movimento do quadril e na máxima flexão do quadril no suporte entre o início e o final da corrida na  $vVO_{2máx}$ .

A articulação do quadril tem papel fundamental na manutenção de um estilo de corrida estável durante exercício no domínio severo (HAYES, BOWEN e DAVIES, 2004). O glúteo máximo e os isquiotibiais contraem concentricamente na fase tardia da fase de balanço para desacelerar a coxa e controlar a extensão do joelho. Assim que o pé toca o solo, eles contraem concentricamente na fase de suporte permitindo que o quadril dirija o corpo para o pé de suporte o que promove a propulsão (MCCLAY, LAKE e CAVANAGH, 1990). Sloniger et al., (1997) reportaram que os principais músculos utilizados durante uma corrida em esteria a 115% do  $VO_2$  de pico foram o grácil e isquiotibiais, ambos flexores do joelho.

Heyes, Bowen e Davies (2004) relataram que a extensão concêntrica do quadril além de apresentar correlação negativa com modificações no comprimento de passada, tem forte correlação negativa com ângulo de máxima extensão do quadril. Isso implica que os sujeitos que foram incapazes de continuar a estender o quadril durante a fase de suporte não conseguiram produzir a força requerida. É possível ainda que essa incapacidade de produzir força possa diminuir o comprimento de passada. A forte correlação positiva entre modificações no



comprimento de passada e modificações no ângulo de extensão máxima do quadril, também encontrada por estes autores, tende a suportar a importância da resistência muscular localizada na extensão concêntrica do quadril na manutenção do comprimento de passada. Portanto, no presente estudo as pequenas variações no comprimento de passada durante a corrida podem ser atribuídas a uma boa resistência muscular localizada nos flexores do joelho extensores do quadril. Neste caso, parte dos sujeitos aumentou a extensão do quadril para regular o comprimento de passada.

O deslocamento vertical do quadril não demonstrou alteração significativa durante a corrida, o que corrobora com os achados de Tartaruga et al., (2003) analisando corredores treinados em uma prova máxima de 500 metros e Elliot e Ackland (1981) em uma prova de 5 km. Shim et al., (2003) demonstraram aumentos significativos na flexão máxima do quadril, flexão máxima de joelho no balanço e oscilação vertical do centro de gravidade (CG) em intensidades acima do LAn. Esses autores ainda demonstraram que a oscilação vertical do CG foi correlacionada negativamente à frequência de passada e à concentração de lactato sanguíneo. No presente estudo, a oscilação vertical do quadril, também utilizada com estimativa do CG (Gazeau, Koralstein e Billat, 1997; MIZRAHI et al., 2000) apresentou correlação inversa significativa com a frequência de passada no início ( $r=-0,73$ ;  $p>0,05$ ) e final da corrida ( $r=-0,71$ ;  $p>0,05$ ).

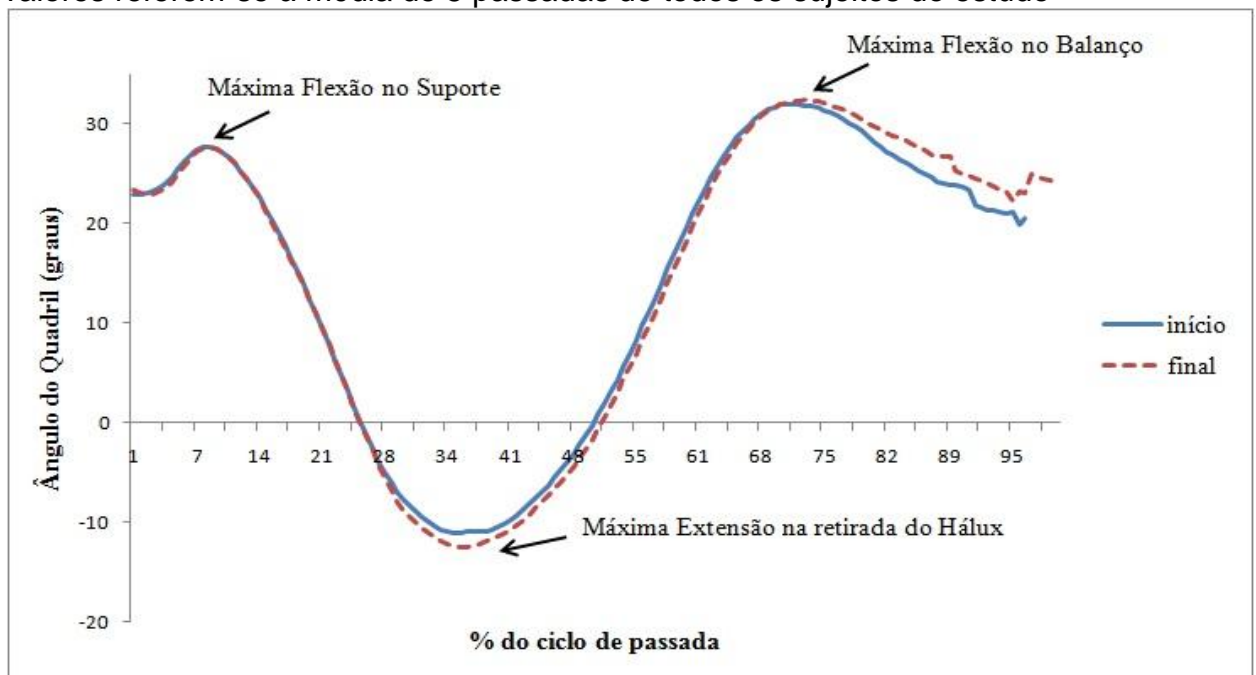
Parece plausível que todos os movimentos que divergem da direção da corrida afetam a economia de corrida significativamente, especialmente o deslocamento vertical exagerado. Williams e Cavanagh (1987) reportaram que corredores de elite exibem menor deslocamento vertical comparados a corredores não elite. Heise e Martin (1998) demonstraram que o impulso vertical total foi negativamente correlacionado à economia de corrida. O impulso vertical é proporcional à mudança na velocidade vertical do CG e diretamente relacionado ao deslocamento vertical (GULLSTRAND et al., 2009). O deslocamento vertical causa demanda à potência mecânica  $P=f_p.m.g.D_v$  onde  $f_p$  é a frequência de passada,  $m$  massa corporal,  $g$  a aceleração da gravidade e  $D_v$  o deslocamento vertical. Parte dessa potência pode ainda advir da energia potencial armazenada nos componentes elásticos dos tecidos biológicos (ALEXANDER,1996; SANDERS et al., 2004). Durante a corrida, ocorre transferência de energia entre energia cinética e potencial

em cada ciclo, ambas através de deslocamento do CG e dos componentes elásticos alongados ou comprimidos.

A quantidade total de energia que é dissipada durante essas transferências devem ser compensadas pelos músculos em trabalho, o que leva a crer que essa quantidade de energia dissipada correlaciona-se com a flutuação na energia potencial fazendo com que seja interessante focar o deslocamento vertical como relevante para a economia de corrida (GULLSTRAND et al., 2009). Reforçando essas premissas, Gazeau, Koralsztein e Billat (1997) encontraram correlação inversa entre diferenças no deslocamento vertical do quadril entre o início e o final da corrida e o tempo de exaustão na  $vVO_{2m\acute{a}x}$ , indicando que os sujeitos que apresentam menor variação no deslocamento vertical do quadril são capazes de sustentar por mais tempo a  $vVO_{2m\acute{a}x}$ . No presente estudo as pequenas variações no deslocamento vertical pode ter sido uma resposta dos sujeitos em tentar não aumentar o custo energético da corrida.

O comportamento da articulação do quadril durante o ciclo de passada tanto no início quanto no final da corrida consta na figura 8.

Figura 8: Comportamento da articulação do quadril durante o ciclo de passada. Os valores referem-se à média de 5 passadas de todos os sujeitos do estudo



A figura 8 demonstra sobreposição das curvas da articulação do quadril no início e final da corrida na maior parte da fase de suporte (de zero até ~28% do

ciclo), com maior extensão máxima na retirada do hálux e início da fase de balanço (entre 28 e 48% do ciclo). As curvas se sobrepõem novamente na fase de balanço até a máxima flexão (entre 68 e 75% do ciclo).

#### 4.3 CONTRIBUIÇÃO DAS MODIFICAÇÕES CINEMÁTICAS NO TEMPO LIMITE NA $\dot{V}O_{2máx}$ .

Este tópico foi organizado com o intuito de responder ao segundo e terceiro objetivos do estudo: “Investigar a relação entre o tempo limite e modificações cinemáticas” e “Verificar a contribuição de modificações cinemáticas no tempo limite.”

Inicialmente, o teste de correlação produto momento de Pearson foi aplicado para verificar correlações entre modificações cinemáticas e o tempo limite. Essas modificações foram expressas como a diferença entre o instante final e o inicial em valores absolutos (módulo) de acordo com procedimento já adotado previamente (HEYES, BOWEN e DAVIES, 2004).

O objetivo primário desta etapa foi selecionar modificações cinemáticas que pudessem explicar variações no tempo limite. Para a análise de Regressão múltipla foram selecionadas as variáveis que apresentassem nível de significância menor que 0,25, pois esta condição pode resultar em variáveis com alto poder de relação e devem ser incluídas na regressão múltipla (Homer e Lemeshow, 2000). A tabela 11 apresenta os resultados do teste de Correlação produto momento de Pearson entre Modificações Cinemáticas e Tempo Limite.

Tabela 6 – Correlação entre Modificações Cinemáticas e Tempo Limite

Modificações Cinemáticas ( $\Delta$ )	Média $\pm$ DP	Tempo Limite	
		r	p
$\Delta$ Tempo de Passada	0,003 $\pm$ 0,017	0,15	0,651
$\Delta$ Tempo de Suporte	0,002 $\pm$ 0,009	0,71	0,015 <sup>a*</sup>
$\Delta$ Tempo de Balanço	0,005 $\pm$ 0,017	0,26	0,442
$\Delta$ Comprimento de Passada	0,02 $\pm$ 0,07	0,20	0,548
$\Delta$ Frequência de Passada	0,01 $\pm$ 0,04	0,21	0,534
$\Delta$ ângulo do Tornozelo no Contato	0,96 $\pm$ 3,14	-0,35	0,293
$\Delta$ Máxima Dorsiflexão	0,76 $\pm$ 2,93	0,78	0,004 <sup>**a</sup>
$\Delta$ Ângulo do Tornozelo na retirada do Hálux	1,25 $\pm$ 2,56	-0,11	0,752
$\Delta$ Máxima Plantiflexão no Balanço	1,17 $\pm$ 2,43	-0,10	0,759
$\Delta$ Ângulo do Joelho no Contato	2,35 $\pm$ 3,74	0,52	0,099 <sup>a</sup>
$\Delta$ Máxima Flexão do Joelho no Suporte	1,38 $\pm$ 3,88	0,47	0,143 <sup>a</sup>
$\Delta$ Ângulo do Joelho na Retirada do Hálux	0,24 $\pm$ 2,88	0,35	0,291
$\Delta$ Máxima Flexão do Joelho no Balanço	1,69 $\pm$ 4,21	-0,386	0,240 <sup>a</sup>
$\Delta$ Ângulo do Quadril no Contato	0,67 $\pm$ 1,97	0,109	0,749
$\Delta$ Ângulo do Quadril no Suporte	0,10 $\pm$ 2,18	0,50	0,884
$\Delta$ Ângulo do Quadril na retirada do hálux	1,08 $\pm$ 2,45	0,41	0,213 <sup>a</sup>
$\Delta$ Flexão Máxima do Quadril no Balanço	0,58 $\pm$ 3,51	0,05	0,889
$\Delta$ Amplitude de Movimento do Tornozelo	1,83 $\pm$ 3,57	0,066	0,847
$\Delta$ Amplitude de Movimento do Joelho	1,93 $\pm$ 5,91	-0,22	0,509
$\Delta$ Amplitude de Movimento do Quadril	1,72 $\pm$ 3,29	0,54	0,287
$\Delta$ Deslocamento Vertical do Quadril	0,86 $\pm$ 1,50	0,16	0,643

\*p<0,05; \*\*p<0,01; <sup>a</sup>Variáveis incluídas na análise de regressão.

Das 21 variáveis cinemáticas analisadas, 6 foram consideradas para a análise de regressão de acordo com o critério pré-estabelecido: Modificações no tempo de suporte, na máxima dorsiflexão no suporte, no ângulo do joelho no contato, na flexão do joelho no suporte, na flexão do joelho no balanço e no ângulo do quadril na retirada do hálux. Foi constatado que não houve multicolinearidade das variáveis selecionadas, uma vez que estas não foram altamente intercorrelacionadas ( $r \geq 0,80$ ), atendendo a uma condição a ser satisfeita para regressão múltipla de acordo com Dancey e Reidy (2006).

A partir desses resultados, foi feito o teste de regressão linear múltipla (método *enter*) para analisar as contribuições das modificações cinemáticas no tempo limite, cujos resultados encontram-se na tabela 12.

Tabela 7 – Resultados da Regressão Múltipla: Coeficientes de Regressão Ajustados ( $\beta$ ) e Relação (%) entre Modificações Cinemáticas e Tempo Limite

<b>Modificações Cinemáticas (<math>\Delta</math>)</b>	<b><math>\beta</math></b>	<b>Relação (%)</b>
Ângulo do Quadril na retirada	-1,613	24,29
Tempo de Suporte	1,529	23,03
Máxima Dorsiflexão no suporte	1,519	22,87
Ângulo do Joelho no contato	-0,955	14,38
Flexão máxima do Joelho no Balanço	0,721	10,86
Flexão máxima do Joelho no Suporte	0,285	3,88

Todas as variáveis propostas foram incluídas no modelo de regressão. A correlação entre todas as variáveis explicativas (modificações cinemáticas) e a variável dependente ou de critério (tempo limite) foi alta ( $R$  múltiplo=0,996). Juntas, as modificações cinemáticas foram responsáveis por 97,4% da variância no Tempo Limite ( $R^2$  ajustado). Observando os coeficientes Ajustados na tabela 12, foi possível perceber que as modificações do ângulo no quadril na retirada e ângulo do joelho no contato foram negativamente relacionados ao tempo limite. As modificações no tempo de suporte, na máxima dorsiflexão no suporte e na flexão máxima do joelho no balanço foram relacionadas positivamente ao tempo limite.

A relação inversa entre modificações do ângulo do quadril na retirada do hálux e Tempo Limite indica que quanto maior a variação neste ângulo entre o início e o final da corrida menor o tempo limite. Considerando que, a variação deste ângulo deve-se em grande parte à maior extensão do quadril na retirada do hálux, pode-se inferir que sujeitos que aumentam a extensão do quadril na retirada diminuem o tempo limite. Heyes, Bowen e Davies (2004) encontraram correlação negativa entre escores de um teste de resistência muscular localizada (RML) de extensão concêntrica do quadril e modificações no ângulo de máxima extensão do quadril durante a corrida na  $vVO_{2máx}$ . Esses autores postularam que os sujeitos que foram incapazes de manter a extensão do quadril durante a fase de suporte não conseguiram sustentar a produção de força requerida. Neste caso, sujeitos com

maior RML dos músculos extensores concêntricos do quadril (isquiotibiais) foram os que menos variaram a extensão do quadril. Portanto, a relação negativa entre modificações no ângulo do quadril na retirada e tempo limite pode ser explicada pela maior capacidade de aplicar a força requerida para a propulsão. Apesar de não termos mensurado RML, podemos sugerir que sujeitos com maior RML dos extensores do quadril foram capazes de não aumentar a extensão do quadril e sustentar por mais tempo a  $v\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$ .

O aumento significativo do tempo de suporte ao longo de uma corrida na  $v\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$  já foi relatado anteriormente (GAZEAU, KORALZSTEIN e BILLAT, 1997). Além disso, foi já reportado que o custo energético da corrida relaciona-se com o tempo no qual o pé aplica força no solo durante cada passada (KRAM e TAYLOR, 1990). Modificações no tempo de suporte também foram altamente correlacionadas ( $r=0,96$ ) a alterações na rigidez da perna (MORIN et al., 2007). A partir do pressuposto de que a rigidez da perna diminui a partir da deterioração da rigidez articular e tendínea com o progresso da fadiga (KUITUNEN et al., 2002) e que essa rigidez determina o melhor armazenamento e retorno de energia elástica na perna durante os ciclos de corrida, é plausível afirmar que modificações no tempo de suporte podem aumentar o custo energético da corrida e diminuir o tempo Limite.

Considerando que as modificações cinemáticas do presente estudo foram expressas em módulo e que 5 sujeitos aumentaram e 6 diminuíram o tempo de suporte ao longo da corrida uma ponderação pode ser feita: os sujeitos que diminuíram o tempo de passada podem ter atenuado deteriorações na rigidez da perna, assim preservando o custo energético da corrida e ter maior tempo limite. Portanto, esses sujeitos podem ter justificado a correlação positiva encontrada entre modificações no tempo de suporte (pois a diferença é expressa em módulo) e o tempo limite e o poder preditivo de 23,03%.

A modificação da dorsiflexão no suporte foi correlacionada positivamente ao tempo limite. Através de uma observação simples, foi possível constatar que 5 sujeitos aumentaram e 6 diminuíram a dorsiflexão no suporte, sendo a magnitude dessa variação bem próxima entre ambas as direções. De fato, a máxima dorsiflexão no suporte é uma variável pouco analisada na literatura e a carência de estudos dificulta a discussão. Para tal, averiguou-se os dados recentes de Bonacci et al., (2010) que evidenciaram que modificações no ângulo do tornozelo no contato inicial explicaram 67% da variação no  $VO_2$  quando triatletas realizaram uma corrida

submáxima controle e uma corrida submáxima após 45 minutos de ciclismo para avaliar possíveis alterações cinemáticas e neuromusculares na situação de provas de triátlon. Neste caso a relação foi positiva indicando que um aumento na dorsiflexão em relação à corrida controle, aumentou o  $VO_2$  na corrida de transição pós-ciclismo, sendo portanto, essa variável muito importante para a economia de corrida neste esporte. Como já discutido em um tópico anterior, um aumento na dorsiflexão durante o contato, ou tendência de batida com o calcanhar no solo reduz a conversão de energia translacional para rotacional tal que a maioria da energia é perdida na colisão como solo. Em contraste, aterrissar com menor dorsiflexão pode melhorar a *performance* através do melhor armazenamento e conversão de energia elástica (LIEBERMAN et al., 2010).

Confrontando modificações individuais dos dados brutos, foi possível observar que alguns sujeitos que apresentaram maior dorsiflexão no contato também a apresentaram no suporte e que sujeitos com plantiflexão no contato apresentaram menor dorsiflexão no suporte. Com base nos achados de Lieberman et al., (2010) expostos acima, pode-se afirmar que sujeitos que variam a dorsiflexão no suporte podem fazê-lo em virtude da posição de plantiflexão no contato inicial ser mais eficiente diminuindo o tempo de suporte pois a energia rotacional é transferida de maneira mais efetiva. Assim, a variação na dorsiflexão exposta em módulo e relacionada positivamente ao tempo limite pode ter sido regida pela menor dorsiflexão no suporte, consequência de uma menor dorsiflexão já no contato inicial, e não por uma maior dorsiflexão no contato e posteriormente no suporte, pois estes fatores podem deteriorar a economia de corrida (BONACCI et al., 2010). Assim, sujeitos com menor dorsiflexão no suporte podem explicar a relação positiva entre o módulo dessa variação e o tempo limite.

As modificações do ângulo do joelho no contato foram negativamente relacionadas ao tempo limite. Considerando que 7 sujeitos aumentaram a flexão, pode-se afirmar que a modificação foi regida por uma maior flexão de joelhos. Dessa forma, sujeitos que aumentam a flexão de joelhos no contato inicial ao longo da corrida diminuem o tempo limite. O ângulo do joelho no contato inicial é uma variável muito discutida, pois evidências sugerem que esta tem grande relevância para o custo energético durante a corrida e importância na atenuação do impacto. Na corrida, contrações musculares excêntricas repetidas diminuem a capacidade de alongamento do músculo e um atraso no CAE o que pode levar à alterações

biomecânicas da passada, entre elas a maior flexão de joelho (NOAKES, 2000). A maior flexão de joelho pode refletir em menor rigidez da perna, sendo que a rigidez é inversamente relacionada ao custo energético da corrida (HEISE e MARTIN, 1998). Portanto, sujeitos que aumentaram a flexão do joelho ao longo da corrida podem ter diminuído a rigidez da perna, o que ocasionou maior custo energético e menor tempo limite.

A modificação no ângulo de máxima flexão do joelho no balanço apresentou relação positiva com o tempo limite. Williams, Snow e Agruss (1991) reportaram aumento da flexão do joelho na fase de balanço em corredores treinados durante uma corrida simulada de 5 km na esteira. Esses autores relatam que a maior flexão do joelho no balanço reduz o momento de inércia do membro inferior ao redor da articulação do quadril, o que reduz a resistência inercial requerida para levar a perna ao próximo contato com o solo. É possível que utilizar um pouco mais de energia na flexão do joelho seja benéfico no cômputo geral, pois reduz a magnitude do torque flexor de quadril para levar a perna ao novo contato e resulta em menor custo metabólico para os flexores do quadril na situação de fadiga. Gazeau, Koralsztein e Billat (1997) reportaram que a evolução da velocidade angular máxima de flexão do joelho na fase de balanço (VFJB) durante a corrida esteve diretamente ligada ao tempo limite sendo a única variável que sofreu modificações ao longo do tempo limite e influenciou a duração do exercício. Cavanagh et al., (1985) mostrou que em um grupo de 14 corredoras de elite, a VFJB foi positivamente correlacionada com o custo energético da corrida, onde as corredoras mais econômicas foram aqueles que demonstraram a flexão de joelho mais lenta durante a fase de balanceio. Portanto, seria interessante flexionar mais o joelho e não flexionar mais rápido como nos estudos supracitados. Neste caso, a modificação do ângulo de flexão do joelho no balanço foi importante no aumento do tempo limite.

As modificações do ângulo de flexão máxima de joelho no suporte foram relacionadas positivamente ao tempo limite. De fato, a maior flexão foi importante para determinar a direção da variação em módulo entre os dois instantes da corrida. No entanto, era de se esperar que a maior flexão do joelho no suporte fosse negativamente relacionada ao tempo limite, uma vez que essa variável está associada a um aumento no custo metabólico (DERRICK, DEREU E MCLEAN, 2002). Nyland et al., (1994) sugerem que uma das conseqüências da fadiga durante a corrida é uma diminuição da capacidade de estabilização dos músculos. Assim,



eles propuseram que cargas aplicadas no sistema locomotor devem ser absorvidas por tecidos internos como ossos, ligamento, tendões e cartilagens. Cargas repetitivas nesses tecidos foram consideradas como fatores de risco para lesões relacionadas à corrida, como fraturas por estresse e metatarsalgia (REEDER et al., 1996; JONES, COWAN e KNAPIK, 1994). Nigg et al., (1987) relataram que humanos tem a habilidade de modificar a técnica de corrida ao sentirem cargas prejudiciais no pé embora outros autores colocam que modificações na técnica durante a fadiga, são um esforço em aumentar a eficiência de corrida mais do que prevenir lesões.

Portanto, a fadiga pode ter ocasionado maior flexão do joelho no suporte devido ao comprometimento da ação excêntrica dos músculos extensores do joelho, responsáveis pela ação de frenagem desta articulação no contato (NOVACHECK, 1998; MIZRAHI et al., 2001). No nosso estudo, parâmetros metabólicos não foram analisados, o que não nos permite afirmar que o aumento da flexão do joelho no contato aumentou o custo energético. Assim, os sujeitos com maior tempo limite podem ser aqueles que se expõem por mais tempo à situação de fadiga e que necessitam aumentar a flexão do joelho para prevenir lesões.

Em suma, o tempo limite pôde ser predito por modificações em 6 variáveis ao longo da corrida. Gazeau Koralzstein e Billat (1997) foram os únicos que aplicaram delineamento similar anteriormente. Em seus achados, uma correlação múltipla mostrou que o tempo limite foi predito pelas modificações de 4 variáveis: velocidade angular máxima de flexão do joelho no balanço, aceleração angular máxima do joelho, velocidade angular máxima do quadril no suporte e velocidade angular máxima do joelho no suporte. Essas variáveis foram direta ou indiretamente relacionadas com o custo energético da corrida e explicaram 99,5% da variabilidade do tempo limite na  $vVO_{2máx}$ . Foi concluído que corredores que demonstraram estilos estáveis de corrida foram capazes de correr por mais tempo na  $vVO_{2máx}$  devido à maior eficiência motora.

Analisando as variáveis analisadas no presente estudo: deslocamentos angulares e variáveis espaço-temporais; as investigadas por Gazeau Koralzstein e Billat: velocidades e acelerações angulares, variáveis espaço-temporais; e as que não foram analisadas na literatura (cinéticas e eletromiográficas), pode-se afirmar que as modificações biomecânicas podem ter um potencial explicativo para a grande variabilidade no tempo limite entre os sujeitos de um grupo homogêneo. Até então, a literatura sugeria que a variável que melhor explicava a grande variabilidade no

tempo limite em um grupo é a velocidade relativa do segundo limiar de lactato (%vLL), onde a menor distância entre esta velocidade e a  $vVO_{2máx}$  estaria associada a uma capacidade de manter a  $vVO_{2máx}$  por mais tempo. Assim, sujeitos que demonstram um aumento da concentração de lactato em estágios mais tardios de um teste progressivo apresentam maior tempo limite (BILLAT et al, 1994a). Midgley, Naughton e Wilkinson (2005) demonstraram ainda que a %vLL pode influenciar o tempo relativo no qual o  $VO_{2máx}$  pode ser sustentado durante uma corrida na  $vVO_{2máx}$  através da diminuição do tempo para atingir o  $VO_{2máx}$  e aumento do TLim.

Demarle et al., (2003) demonstram que após 8 semanas de treinamento intervalado em intensidade severa vários índices fisiológicos foram aumentados em 7 sujeitos pouco treinados, porém somente o aumento na velocidade do limiar de lactato foi relacionada ao aumento do tempo de exaustão na velocidade correspondente a 50% da diferença entre a vLL e  $vVO_{2máx}$  ( $v\Delta 50$ ) de 7 a 79% ( $r=0,714$   $p<0,05$ ). Nos sujeitos treinados somente 3 de 6 sujeitos aumentaram a vLL após o treinamento, e foram os únicos a aumentar o tempo de exaustão de 10 a 101%, o que levou os autores a concluir que não importa o estado de treinamento, qualquer ajuste induzido pelo treinamento na vLL parece ser o principal fator de melhora no rendimento especialmente em velocidades acima do limiar de lactato.

De fato, nosso estudo apresenta algumas limitações. O tamanho reduzido da amostra ( $n=11$ ) não é o ideal para análise de regressão linear. Autores de estatística (DANCEY e REIDY, 2006; TABACHNICK e FIDELL, 2003) recomendam uma grande proporção participante/ variável explicativa (15 a 40 sujeitos). Caso o número de participantes da pesquisa não seja o suficiente, os resultados são otimistas demais e difícil de serem generalizados. A influência das modificações cinemáticas no tempo limite neste estudo (97,4%) e no estudo de Gazeau Koralzstein e Billat (1997) (99,5%) pode ter sido muito otimista devido ao número reduzido da amostra ( $n=11$  para ambos os estudos). Tal fato pode ter mascarado a influência de outras variáveis de ordem biomecânica (cinéticas, eletromiográficas) fisiológicas (velocidade do limiar de lactato) e psicológicas (motivação, ansiedade) que não foram mensuradas no estudo. No presente estudo a vLL não foi investigada, porém com base nos comentários supracitados, esta variável juntamente com outras obtidas na análise da cinética do  $VO_2$ , poderiam ser úteis na explicação da grande variabilidade do tempo limite na  $vVO_{2máx}$ .

O fato de o modelo de regressão ter considerado modificações cinemáticas como preditoras do tempo limite na  $v\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$  requer cautela. Indagações a respeito de alterações na técnica da corrida com progresso da fadiga ainda persistem no meio científico: As alterações na técnica de corrida com a fadiga são resultado de uma falha em manter uma mecânica ótima? Ou são as formas como os indivíduos se adaptam à fadiga para manter a eficiência o quanto possível? Considerando essas controvérsias, as modificações cinemáticas e o tempo limite podem não caracterizar causa e efeito, pois é necessário diferenciar eventos biomecânicos da passada que indicam o fim do exercício e eventos biomecânicos que permitem prever a duração do exercício. Assim, os sujeitos com maior tempo limite podem ser aqueles que se expõem por mais tempo à situação de fadiga e que necessitam modificar parâmetros cinemáticos para prevenir lesões.

## V CONCLUSÕES

Com base nos resultados do estudo e no referencial teórico, é possível concluir que: A máxima plantiflexão no balanço e a amplitude de movimento do joelho alteram significativamente entre o início e o final da corrida. No entanto, os efeitos da fadiga sobre características cinemáticas durante a corrida na  $vVO_{2máx}$  são específicos para cada indivíduo. O fato de modificações cinemáticas com a fadiga serem mínimos para o grupo deve-se à maneira como cada sujeito responde à fadiga. Se alguns sujeitos demonstram modificações em uma variável em particular e outros demonstram modificação na direção oposta, a diferença média não é significativa.

Variações no tempo limite na  $vVO_{2máx}$  podem ser preditas por modificações em variáveis cinemáticas entre o início e o final da corrida: modificações do ângulo no quadril na retirada e ângulo do joelho no contato são negativamente relacionados ao tempo limite. As modificações no tempo de suporte, máxima dorsiflexão no suporte e flexão máxima do joelho no balanço são relacionadas positivamente ao tempo limite.

No entanto, parece necessário diferenciar eventos biomecânicos da passada que indicam o fim do exercício e eventos biomecânicos que permitem prever a duração do exercício, pois sujeitos com maior tempo limite podem estar expostos a maior demanda biomecânica e fisiológica e com isso maior propensão a alterações na técnica de corrida. Da mesma forma, os sujeitos com maior tempo limite podem ser aqueles que se expõem por mais tempo à situação de fadiga e que necessitam modificar parâmetros cinemáticos para prevenir lesões.

Sugere-se a elaboração de estudos envolvendo variáveis de ordem biomecânica (cinéticas, eletromiográficas, termográficas), fisiológicas (velocidade do limiar de lactato, cinética do  $VO_2$ ) e psicológicas (motivação, ansiedade) para investigar a grande variabilidade do tempo limite em um grupo de sujeitos.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ALEXANDER, M.C.N. Modelling approaches in biomechanics. **Philosophical Transactions of the Royal Society: Biological Sciences**, v.358, p.1429-1435, 2003.
2. ANDERSON, T. Biomechanics and running economy. **Sports Medicine**, v.22, p.76-89, 1996.
3. ASTRAND, P.O., RODAHL, K. Textbook of work physiology, 2<sup>nd</sup> review. Ed. New York, Mcgraw Hill, 1977.
4. 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.
5. BASSETT, D.R.J., HOWLEY, E.T. Limiting factors for maximum oxygen uptake and determinants of endurance performance. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.32, n.1, p.70–84, 2000
6. BATES, B.T., HAVEN, B.H. Effects of fatigue on the mechanical characteristics of highly skilled female runners. **Biomechanics**, v.4, p.121-125, 1974.
7. BERTUZZI, R.M.C, FRANCHINI, E., KISS, M.A.P.D.M. Possíveis fatores participantes na fadiga aguda em exercícios físicos de longa duração: uma breve revisão. **Motriz**, v.10, p.45-54, 2004.
8. BILLAT, L.V., KORALSZTEIN, J.P. Significance of the velocity at  $VO_{2max}$  and time to exhaustion at this velocity. **Sports Medicine**, v.22, n.2, p.90-108, 1996.
9. BILLAT, V., RENOUX, J.C., PINOTEAU, J., PETIT, B., KORALSZTEIN, J.P. Times to exhaustion at 100% of velocity at  $VO_{2max}$  and modelling of the time-limit/velocity relationship in elite long-distance runners. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v.69, n.3, p.271-3, 1994a.
10. BILLAT, V., RENOUX, J.C., PINOTEAU, J., PETIT, B., KORALSZTEIN, J.P. Reproducibility of running time to exhaustion at  $VO_{2max}$  in subelite runners. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.26, n2, p.254-257, 1994b.
11. BILLAT, V.L., BLONDEL, A.N., BERTHOIN, A.S. Determination of the velocity associated with the longest time to exhaustion at maximal oxygen uptake. **European Journal of Applied Physiology**, v.80, p.159-161, 1999.

12. BILLAT, V.L., HILL, D.W., PINOTEAU, J., PETIT, B., KORALSZTEIN, J. Effect of protocol on determination of velocity at  $VO_{2max}$  and on its time to Exhaustion. **Archives of Physiology and Biochemistry**, v.104, n.3, p.313-321, 1996a.
13. BILLAT, V.L.; BEILLOT, J., JAN, J., ROCHCONGAR, P., CARRE, F. Gender effect on the relationship of time limit at 100%  $VO_{2max}$  with other bioenergetic characteristics. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.28, n.8, p. 1049-1055, 1996b.
14. BONACCI, J., GREEN, D., SAUNDERS, P.U., BLANCH, P., FRANETTOVICH, M., CHAPMAN, A.R., VICENZINO, B. Change in running kinematics after cycling are related to alterations in running economy in triathletes. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v.13, p.460–464, 2010.
15. BONNARD, M., PAILHOUS, J. Intentionality in human gait control: modifying the frequency-to-amplitude relationship. **Journal of Experimental Psychology and Human Perception Performance**, v.19, n.2, p. 429-443, 1993.
16. BRAGADA, J.A., BARBOSA, T.M. Estudo da relação entre variáveis fisiológicas, biomecânicas e o rendimento de corredores portugueses de 3000 metros. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, v.7, n.3, p. 291-298, 2006.
17. BROCHADO, M. M. V.; KOKUBUN, E. Treinamento intervalado de corrida de velocidade: efeitos da duração da pausa sobre o lactato sanguíneo e a cinemática da corrida. **Motriz**, v.3, n.1, p. 11-19, 1997.
18. CANDAU, R., BELLI, A., MILLET, G.Y., GEORGES, D., BARBIER, B., ROUILLON, J.D. Energy cost and running mechanics during a treadmill run to voluntary exhaustion in humans. **European Journal of Applied Physiology**, v.77, p.479–485, 1998.
19. CAVANAGH, P.; KRAM, R. The efficiency of human movement – a statement of the problem. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.17, p. 304-308, 1985.
20. CAVANAGH, P.R., ANDREW, G.C., KRAM, R., RODGERS, M.M., SANDERSON, D.J., HENNIG, E.M. An approach to biomechanical profiling of elite distance runners. **International Journal of Sport Biomechanics**, v.1, p.36-62, 1985.
21. CAVANAGH, P.R.; WILLIAMS, K.R. The effect of stride length variation on oxygen uptake during distance running. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.14, p.30-35, 1982.

22. CHRISTINA, K.A., WHITE, S.C., GILCHRIST, L.A. Effect of localized muscle fatigue on vertical ground reaction forces and ankle joint motion during running. **Human Movement Science**, v.20, n.3, p.257-76, 2001.
23. CLAUSEN, J.P. Effect of physical training on cardiovascular adjustments to exercise in man. **Physiological Reviews**, v.57, p.779–815, 1977.
24. COLE, G. K., NIGG, B. M., VAN DEN BOGERT, A. J., GERRITSEN, K. G. M. Lower Extremity joint loading during impact running. **Clinical Biomechanics**, v.11, p.181-193, 1996
25. COLLINS, M.H., PEARSALL, D.J., ZAVORSKY, G.S., BATENI, H., TURCOTTE, R.A., MONTGOMERY, D.L. Acute effects of intense interval training on running. **Journal of Sports Sciences**, v.18, 83-90, 2000.
26. CONLEE, R.K. Muscle glycogen and exercise endurance: A twenty-year perspective. **Exercise and Sports Sciences Reviews**, v.15, p.1-28, 1987.
27. COOPER, G. Basic determinants of myocardial hypertrophy: a review of molecular mechanisms. **Annual Review of Medicine**, v.48, n.1, p.13–23, 1997.
28. COVENTRY, E., O'CONNOR, K.M., HART, B.A., EARL, J.E., EBERSOLE, K.T. The effect of lower extremity fatigue on shock attenuation during singleleg landing. **Clinical Biomechanics**, v.21, p.1090-1097, 2006.
29. DANCEY, C. P., REIDY, J. **Estatística sem Matemática para Psicologia**. Porto Alegre: Artmed. 3ed. 608p. 2006.
30. DANIELS, J., SCARDINA, N., HAYES, J. et al. Elite and subelite female middle and long distance runners. In: Landers D.M., editor. *Sport and Elite Performers*, v.3. Proceedings of the 1984 Olympic Scientific Congress: 1984 Jul 19-23: Oregon. Champaign, IL: Human Kinetics, 1984: 57-72.
31. DAVIS, J.M., BAILEY, S.P. Possible mechanisms of central nervous system fatigue during exercise. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.29, p.45-57, 1997.
32. DELLINGER, B. *Winning Running*. Chicago: Contemporary Books. 1978
33. DEMARLE, A.P., HEUGAS, A.M., SLAWINSKI, J.J., TRICOT, V.M., KORALSZTEIN, J.P., BILLAT, V.L. Whichever the initial training status, any increase in velocity at lactate threshold appears as a major factor in improved time to exhaustion at the same severe velocity after training. **Archives of Physiology and Biochemistry**, v.111, n.2, 167-176, 2003.

34. DENADAI, B. S. Limiar Anaeróbio: considerações fisiológicas e metodológicas. **Revista Brasileira de Atividade Física e Saúde**, v.1, n.4, p.88, 1996.
35. DENOTH, J. Load on the locomotor system and modeling. In: *Biomechanics of Running Shoes*. NIGG, B. (Ed.) Champaign, IL: Human Kinetics, p. 63-116, 1986
36. DERRICK, T. R., DEREU, D., MCLEAN, S. P. Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.34, n.6, p.998-1002, 2002.
37. DERRICK, T. R., HAMILL, J., CALDWELL, G. E. Energy absorption of impacts during running at various stride lengths. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.30, p.128-135, 1998.
38. DERRICK, T. R., HAMILL, J., CALDWELL, G. E. Energy absorption of impacts during running at various stride lengths. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.30, n.1, p.128-35, 1998.
39. DERRICK, T.R. The effects of knee contact angle on impact forces and accelerations. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.35, n.5, p.832-837, 2004.
40. DIERKS, T. A., DAVIES, I. S., HAMILL, J. The effects of running of an exerted state on lower extremity kinematics and joint timing. **Journal of Biomechanics**, v.16, n.43, p.2993-2998, 2010.
41. DUTTO, D. J., SMITH, G. A. Changes in spring-mass characteristics during treadmill running to exhaustion. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.34, p.1324–31, 2002.
42. DUTTO, D.L.; LEVY, M.; LEE, K.K.; SIDTHALAW, S.; SMITH, G.A. Effect of fatigue and gender on running mechanics. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.29, S82, 1997.
43. ELLIOT, B., ACKLAND, T. Biomechanical effects of fatigue on 10.000 meter running technique. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v.52, n.2, p.160-166, 1981.
44. ELLIOTT, B. C., ROBERTS, A. D. A biomechanical evaluation of the role of fatigue in middle-distance running. **Canadian Journal of Applied Sport Sciences**, v.5, n.4, p.203-207, 1980
45. FARLEY, C. T., GONZALEZ, O. Leg stiffness and stride frequency in human running. **Journal of Biomechanics** v.29, n.2, p.181–186, 1996.



46. FIELD, K. B., BLOOM, O. J., PRIEBE, D., FOREMAN, B. Basic Biomechanics of the Lower Extremity. **Primary Care: Clinics in Office Practice**, v.32, p. 245-251, 2005.
47. FITTS, R. H. Cellular mechanisms of fatigue muscle. **Physiology Reviews**, v.74, p.49-93, 1994.
48. FRYER, M. W., OWEN, V. J., LAMB, G. D., STEPHENSON, D. G. Effects of creatine phosphate and Pi on Ca<sup>2+</sup> movements and tension development in rat skinned skeletal muscle fibers. **Journal of Physiology**, v.482, n.1, p.123-140, 1995.
49. GAZEAU, F., KORALSZTEIN, J. P., BILLAT, V. Biomechanical Events in the Time to Exhaustion at Maximum Aerobic Speed. **Archives of Physiology and Biochemistry**, v. 105, n.6, p. 583-590, 1997.
50. GERRITSEN, K. G. M., VAN-DEN-BOGERT, A. J., NIGG, B. M. Direct dynamics simulation of the impact phase in heel-toe running. **Journal of Biomechanics**, v.28, n.6, p.661-668, 1995
51. GHELAWE, B. W., MADSEN, C. Frontal rearfoot kinematics in running prior to volitional exhaustion. **Journal of Applied Biomechanics**, v.13, p.66-75, 1997.
52. GOLLHOFER, A., KOMI, P. V., MIYASHITA, M., AURA, O. Fatigue during stretch-shortening cycle exercise: changes in mechanical performance of human skeletal muscle. **International Journal of Sports Medicine**, v.8, p.71–78, 1987.
53. GREEN, H. J. Mechanisms of muscle fatigue in intense exercise. **Journal of Sports Sciences**, v.15, p.247-256 1997.
54. GULLSTRAND, L., HALVORSEN, K., TINMARK, F., ERIKSSON, M., NILSSON. J. Measurements of vertical displacement in running, a methodological comparison. **Gait & Posture**, v.30, p.71–75, 2009.
55. HAMILL, J., DERRICK, T. R., HOLT, K. G. Shock attenuation and stride frequency during running. **Human Movement Science**, v.14, p.45-60. 1995.
56. ALLEN, D.G., LAMB, G.D., WERTERBLAD, H. Skeletal muscle fatigue: cellular Mechanisms. **Physiology Reviews**, v.88, p.287-232, 2008
57. HAYES, P. R., BOWEN, S. J. DAVIES, E. J. The relationships between local muscular endurance and kinematic changes during a run to exhaustion at  $vVO_{2max}$ . **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.18, n.4, p.898-903, 2004.
58. HEISE, G. D., MARTIN, P. E. Leg spring, characteristics and the aerobic demand of running. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 30, 750-754, 1998.

59. HERSHLER C, MILNER M. Angle-angle diagrams in the assessment of locomotion. **American Journal of Physical Medicine**, v.59, n.3, p.109-125, 1980.
60. HEYWARD, V. H. Avaliação Física e Prescrição de Exercício: Técnicas Avançadas. 4ed. Porto Alegre: Artmed, 2004.
61. HIGGS, S. L. Maximal oxygen intake and maximal work performance of active college women. **Research Quarterly of Exercise and Sport**, v.44, p.125-131, 1973.
62. HILL, A.V., LUPTON, H. Muscular exercise, lactic acid, and the supply and utilization of oxygen. **Quarterly Journal of Medicine**, v.16, p.135–171, 1923.
63. HILL, D.W., ROWELL, A. L. Running velocity at  $VO_{2max}$ . **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.28, n.1, p.114–119, 1996.
64. HOBARA, H., INOUE, K., GOMI, K., SAKAMOTO, M., MURAOKA, T., ISO, S., KANOSUE, K. Continuous change in spring-mass characteristics during a 400m sprint. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v.13, p.256–261, 2010a.
65. HOBARA, H., KIMURA, K., OMURO, K., GOMI, K., MURAOKA, T., ISSO, S., et al. Determinants of difference in leg stiffness between endurance and power trained athletes. **Journal of Biomechanics**, v.41, p.506–14, 2008.
66. HOBARA, H., KIMURA, K., OMUROD, K., GOMID, K., MURAOKAE, T., SAKAMOTO, M., KANOSUE, K. Differences in lower extremity stiffness between endurance-trained athletes and untrained subjects. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v.13, p.106–111, 2010b.
67. HOMER, D. W., LEMESHOW, S. Applied Logistic Regression, 2000. **Journal of Biomechanics**, v.29, p.723-733, 2000.
68. HORITA, T., KOMI, P. V., NICOL, C., KYROLAINEN, H. Effect of exhausting stretch-shortening cycle exercise on the time course of mechanical behaviour in the drop jump: possible role of muscle damage. **European Journal of Applied Physiology**, v.79, p.160-167, 1999.
69. JACKSON, A. S., POLLOCK, M. L. Generalized equations for predicting body density of men. **British Journal of Nutrition**, v.40, p. 497-504, 1978.
70. JONES, A.M., DOUST, J.H. A 1% treadmill grade most accurately reflects the energetic cost of outdoor running. **Journal of Sports Sciences**, v.14, 321-327, 1996.
71. JONES, B. H., COWAN, D. N., KNAPIK, J. J. Exercise, training and injuries. **Sports Medicine**, v.18, p.202-14, 1994

72. KELLIS, E., LIASSOU, C. The effects of selective muscle fatigue on Sagittal Lower Limb Kinematics and Muscle Activity during Level Running. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v.39, n.3, 2009.
73. KOMI, P. V. Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. **Journal of Biomechanics**, v.33, p.1197-1206, 2000.
74. KRAM, R., TAYLOR, C. R., Energetics of running: a new perspective. **Nature**, v.346, n.6281, p.265–267, 1990.
75. KUIPERS, H., VERSTAPPEN, F. T., KEIZER, H. A., GEURTEN, P., VAN KRANENBURG, G. Variability of aerobic performance in the laboratory and its physiological correlates. **International Journal of Sports Medicine**, v.6, p.197–201, 1985.
76. KUITUNEN, S., AVELA, J., KYRÖLÄINEN, H., NICOL, C., KOMI, P.V. Acute and prolonged reduction in joint stiffness in humans after exhausting stretch-shortening cycle exercise. **European Journal of Applied Physiology**, v.88, n.2, p.107-116, 2002
77. KYROLAINEN, H., PULLINEN, T., CANDAU, R., AVELA, P., HUTTUNEN, P., KOMI, P.V. Effects of marathon running on running economy and kinematics. **European Journal of Applied Physiology**, v.82, p.297-304, 2000
78. KYROLAINEN, H., TAKALA, T. E. S., KOMI, P. V. Muscle damage induced by stretch-shortening cycle exercise. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.30, p.415-420, 1998.
79. KYRÖLÄINEN, H.; KOMI, P.V. The function of neuromuscular system in maximal stretch-shortening cycle exercises: comparisons between power- and endurance-trained athletes. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.5, n.1, p.15-25, 1995.
80. LAFORTUNE, M.A., LAKE, M.J., HENNIG, E.M. Differential shock transmission response of the human body to impact severity and lower limb posture. **Journal of Biomechanics**, v.29, p. 1531-1537, 1996.
81. LAURENT, M.; PAILHOUS, J. A note on modulation of gait in man: effects of constraining stride length and frequency. **Human Movement Sciences**, v.5, p. 333-343, 1986.
82. LEVINE, B.D.  $VO_{2max}$ : What do we know and what do we still need to know? **The Journal of Physiology**, v.1, p.25-34, 2008.

83. LIEBERMAN, D.E., VENKADESAN, M., WERBEL, W.A., et al. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. **Nature**, v.463, p.531–535, 2010.
84. LUCIA, A., ESTEVE-LANAO, J., OLIVAN, . Physiological characteristics of the Best eritrean runners: exceptional running economy. **Applied Physiology Nutrition and Metabolism**, v.31, p.530-540, 2006.
85. MARTIN, P. E., MORGAN, D. W. Biomechanical considerations for economical walking and running. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.24, n.4, p.467-474, 1992.
86. MCCLAY, I. S., LAKE, M.J., CAVANAGH, P. R. Muscle activity in running. In *Biomechanics of distance running*. P.R. Cavanagh, ed. Champaign, IL: Human Kinetics, p. 165–186, 1990.
87. MCLESTER, J. R. Muscle contraction and fatigue: The role of adenosine 5'-Diphosphate and inorganic phosphate. **Sports Medicine**, v.23, 287-305, 1997.
88. MCMAHON, T. A., CHENG, G. C. The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? **Journal of Biomechanics**, v.23, p.65–78, 1990.
89. MCMAHON, T. A., VALIANT, G., FREDERICK, E. Groucho running. **Journal of Applied Physiology**, v.62, p. 2326-2337, 1987
90. MERCER J.A.; VANCE, J.; HRELJAC, A.; HAMMIL, J. Relationship between shock attenuation and stride length during running at different velocities. **European Journal of Applied Physiology**, v.87, n., p. 403-408, 2002.
91. MERCER, J. A., DEVITA, P.; DERRICK, T. R.; BATES, B. T. Individual Effects of Stride Length and Frequency on Shock Attenuation during Running. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 35, n.2, p. 307-313, 2003.
92. MIDGLEY, A.W., NAUGHTON, L.R., WILKINSON, M. The relationship between the lactate turnpoint and the time at  $VO_{2max}$  during a constant velocity run to exhaustion. **International Journal of Sports Medicine**, v.27, p.278-282, 2006.
93. MILLET, G., DIVERT, C., BANIZETE, M., MORIN, J.B. Changes in running pattern due to fatigue and cognitive load in orienteering. **Journal of Sports Sciences**, v.28, n.2, p.153-160, 2010.
94. MIZRAHI, J., VERBITSKY, O., ISAKOV, E. Fatigue-induced changes in decline running. **Clinical Biomechanics**, v.16, p.207-212, 2001.

95. MIZRAHI, J.; VERBITSKY, O.; ISAKOV, E. Shock accelerations and attenuation in downhill and level running. **Clinical Biomechanics**, v.15, p.15-20, 2000b.
96. MIZRAHI, J.; VERBITSKY, O.; ISAKOV, E.; DAILY, D. Effect of fatigue on leg kinematics and impact acceleration in long distance running. **Human Movement Science**, v. 19, p.139-151, 2000c.
97. MONOD, H., SCHERER, J. The work capacity of synergy muscular groups. **Ergonomics**, v.8, p. 339-350, 1965
98. MORGAN DW, MARTIN PE, KRAHENBUHL GS, BALDINI FD. Variability in running economy and mechanics among trained male runners. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.23, n.3, p.378-383, 1991.
99. MORGAN, D.; BALDINI, F.; MARTIN, P.; KOHRT, W. Ten kilometer performance and predicted velocity at  $VO_{2max}$  among well-trained male runners. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.21, p. 78-83, 1989.
100. MORGAN, D.; PATE, R. Could the correlation between maximal oxygen uptake and “economy” be spurious? **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.36, n.2, p. 345. 2004
101. MORGAN, D.W., MARTIN, P.E., BALDINI, F.D., KRAHENBUHL, G.S. Effects of a prolonged maximal run on running economy and running mechanics. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.22, n.6, p.834-40, 1990.
102. MORGAN, D.W., STROHMEYER, H.S., DANIELS, J.T., BEAUDOIN, C.C., CRAIB, M.W., BORDEN, R.A., GREER, P.J., BURLESON, C.L. Short-term changes in 10-km race pace aerobic demand and gait mechanics following a bout of high-intensity distance running. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v.73, n.3-4, p.267-72, 1996.
103. MORIN, J.B., DALLEAU, G., KYROLAINEN, H., JEANNIN, T., BELLI, A., A simple method for measuring stiffness during running. **Journal of Applied Biomechanics**, v.21, n.2, p.167–180, 2005.
104. MORIN, J.B., JEANNIN, T., CHEVALLIER, B., BELLI, A. Spring-mass model characteristics during sprint running: correlation with performance and fatigue-induced changes. **International Journal of Sports Medicine**, v.27, p.158–65, 2006.
105. MORIN, P., SAMOZINO, K., ZAMEZIATI, A. BELLI. Effects of altered stride frequency and contact time on leg-spring behavior in human running. **Journal of Biomechanics**, v.40, p.3341–3348, 2007.

106. MORTON, R.H., BILLAT, V.L. Maximal endurance time at  $VO_{2max}$ . **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.32, n.8, p.1496-1504, 2000.
107. NICOL, C., KOMI, P.V., MARCONNET, P. Fatigue effects of marathon running on neuromuscular performance I: changes in muscle force and stiffness characteristics. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v.1, p.10-17, 1991a
108. NICOL, C.; KOMI, P. V.; MARCONNET, P. Effects of marathon fatigue on running kinematics and economy. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v.1, p. 195-204, 1991b.
109. NIGG, B. M. Biomechanics, load analysis, and sports injuries in the lower extremities. **Sports Medicine**, v.2, p.367-378, 1985.
110. NIGG, B. M., BAHLESEN, H. A., LUETHI, S. M., STOKES, S. The influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe running. **Journal of Biomechanics**, v.20, p.310-315, 1987.
111. NIGG, B. M., YEADON, M.R. Biomechanical aspects of playing surfaces. **Journal of Sports Sciences**, v.5, p. 117-145, 1987.
112. NOAKES, T. Physiological models to understand exercise fatigue and the adaptations that predict or enhance athletic performance. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 10, p.123-145, 2000.
113. NOAKES, T.D. Implications of exercise testing for prediction of athletic performance: a contemporary perspective. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.20, p.319-330, 1988.
114. NOAKES, T.D. Physiological models to understand exercise fatigue and the adaptations that predict or enhance athletic performance. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v.10, p.123-145, 2000.
115. NOAKES, T.D., MYBURGH, K.H., SCHALL, R. Peak treadmill running velocity during the  $VO_{2max}$  test predicts running performance. **Journal of Sports Science**, v.8, p.35-45, 1990.
116. NOAKES, T.D., PELTONEN, J.E., RUSKO, H.K. Evidence that a central governor regulates exercise performance during acute hypoxia and hyperoxia. **The Journal of Experimental Biology**, v.204, p.3225–3234, 2001.
117. NOAKES, T.D., ST-CLAIR, G.A. Logical limitations to the 'catastrophe' models of fatigue during exercise in humans. **British Journal of Sports Medicine**, v.38, p. 648–649, 2004.

118. NOVACHECK, T.F. The biomechanics of running – review paper. **Gait & Posture**, v.7, p.77-95, 1998.
119. NYLAND, J. A., SHAPIRO, R. L. STINE, T. S., HORN, M. L. IRELAND. Relationship of fatigued run and rapid stop to ground reaction forces, lower extremity kinematics, and muscle activation. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v.20, p.132-137, 1994.
120. PENNISI, E. A new view of how leg muscles operate on the run. **Science**, v.275, p.1067, 1997.
121. PIAZZA, S. J., DELP, S. L. The influence of muscles on knee flexion during the swing phase of gait. **Journal of Biomechanics**, v.29, p.723-733, 1996
122. PLACE, N.; LEPERS, R.; DELEY, G.; MILLET, G.Y. Time course of neuromuscular alterations during a prolonged running exercise. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.36, p.1347–1356, 2004.
123. REBER, L., PERRY, J., PINK, M. Muscular control of the ankle in running. **American Journal of Sports Medicine**, v.21, p.805-810, 1993.
124. REEDER, M. T., DICK, B. H., ATKINS, J. K., PRIBIS, A. B., MARTINEZ, J. M. Stress fractures: current concepts of diagnosis and treatment. **Sports Medicine**, v.22, p.198-212, 1996.
125. RIBEIRO, J.P. Limiares metabólicos e ventilatórios durante o exercício. Aspectos fisiológicos e metodológicos. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v.64, n.2, p.171-81, 1995.
126. RUDIO, F.V. Introdução ao Projeto de Pesquisa Científica. Petrópolis, Vozes, 1978.
127. SAUNDERS, P. U., PYNE, D. B., TELFORD, R. D., HAWLEY, J. A. Factors affecting running economy in trained distance runners. **Sports Medicine**, v.34, n.7, p. 465–468, 2004
128. SCHOLZ, M. N., BOBBERT, M. F., VAN SOEST, A. J., CLARK, J. R., VAN-HEERDEN, J. Running biomechanics: shorter heels, better economy. **The Journal of Experimental Biology**, v.211, 3266-3271, 2008
129. SHIM, J.; ACEVEDO, E. O.; KRAEMER, R.R.; HALTOM, R.W.; TRYNIECKI, J.L. Kinematic changes at intensities proximal to onset of lactate accumulation. **Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, v. 43, p.274-278, 2003.

130. SILER, W.L.; MARTIN, P.E. Changes in Running Pattern During a Treadmill Run to Volitional Exhaustion: Fast versus Slower Runners. **International Journal of Sport Biomechanics**, v.7, p.12-28, 1991.
131. SILVA, P. B., FRAGA, C. H. W., SILVA, S. R. D., CARDOZO, A. C., GONÇALVES, M. Análise de Parâmetros EMG e Cinemático em diferentes velocidades de corrida. **Revista Brasileira de Biomecânica**, v.8, n.14, p. 9-15, 2007
132. SIRI, W. E. Body composition from fluid spaces and density. National Academy of Science (Techniques for measuring body composition). Washington, USA, 1961.
133. SKINNER, J. S., MCLELLAN, T. H. The transition from aerobic to anaerobic metabolism. **Research Quarterly of Exercise and Sport**, v.51, p.234-248, 1980.
134. SLONIGER, M. A., CURETON, K. J., PRIOR, B.M., EVANS, E.M. Lower extremity muscle activation during horizontal and uphill running. **Journal of Applied Physiology**, v.83, p.2073–2079. 1997.
135. SMITH, C. G. M., JONES, A. M. The relationship between critical velocity, maximal lactate steady-velocity and lactate turnpoint velocity in runners. **European Journal of Applied Physiology**, v.85, n., p.19-26, 2001.
136. SPARROW, W., HUGHES, K., RUSSEL, A., ROSSIGNOL, P. Movement economy, preferred modes and pacing. In: Sparrow W (ed.). *Energetics of Human Activity*. Champaign, Illinois: Human Kinetics, 96-123, 2000.
137. TABACHNICK, B., FIDELL, L.S. *Using multivariate Statistics*. Addison Wesley, 4ed., 2003.
138. TARTARUGA, L. A. P., COERTJENS, M., BLACK, G. B., TARTARUGA, M. P., RIBAS, L. R., KRUEL, L. F. M. Efeitos da fadiga na cinemática de corredores. **Revista Brasileira de Biomecânica**, v. 4, n.6, p. 39-44, 2003.
139. TARTARUGA, M. P., PEYRÉ-TARTARUGA, L. A. COERTJENS, M., DE-MEDEIROS, M. H., KRUEL, L. F. M. The influence of the allometric scale on the relationship between running economy and biomechanical variables in distance runners. **Biology of Sport**, v.26, n.3, p.263-273, 2009.
140. TARTARUGA, M. P. Relação entre economia de corrida e variáveis biomecânicas em corredores fundistas. Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Porto Alegre, 2008.



141. VALIANT, G. A. Transmission and attenuation of heelstrike accelerations. In: Biomechanics of Distance Running, P. R. Cavanagh (Ed.). Champaign, IL. Human Kinetics, p.225-247, 1990.
142. VERBITSKY, O., MIZRAHI, J., VOLOSHIN, A., TREIGER, J., ISAKOV, E., Shock transmission and fatigue in human running. **Journal of Applied Biomechanics**, v.14, 300–311, 1998.
143. VOLKOV, N. I., SHIRKOVETS, E. A., BORILKEVICH, V. E. Assessment of aerobic and anaerobic capacity of athletes in treadmill running tests. **European Journal of Applied Physiology**, v.34, p.121-130, 1975.
144. WHIPP, B.J. The slow component of O<sub>2</sub> uptake kinetics during heavy exercise. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.26, p.1319–1326, 1994.
145. WILLIAMS, K. R., SNOW, R., AGRUSS, C. Changes in distance running kinematics with fatigue. **International Journal of Sports Biomechanics**, v.7, p. 138-162, 1991.
146. WILLIAMS, K. Relationships between distance running biomechanics and running economy. In: Cavanagh P (ed.). Biomechanics of Distance Running. Champaign, Illinois: Human Kinetics Books, p. 271-305, 1990.
147. WILLIAMS, K.; CAVANAGH, P. Relationship between distance running mechanics, running economy and performance. **Journal of Applied Physiology**, v.63, p. 1236-1246, 1987.
148. WILLIAMS, K.R. A dinâmica da corrida. In: Biomecânica no Esporte: Performance do Desempenho e Prevenção de Lesão. ZATSIORSKY, V.M. (ed.). Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004.
149. WILLIAMS, K.R. Biomechanical factors contributing to marathon race success. **Sports Medicine**, v. 37, n.4-5, p.420-423, 2007

## APÊNDICE I

### COLETA DE DADOS

DATA: _____	HORA: _____	URA: _____%	TEMP: _____ °C
-------------	-------------	-------------	-------------------

NOME: _____	CÓDIGO: _____
IDADE: _____	DATA DE NASCIMENTO: _____
MODALIDADE: _____	TEMPO DE PRÁTICA: _____
MASSA DO CALÇADO: _____	

ANTROPOMETRIA			
MASSA CORPORAL: _____	ESTATURA: _____	IMC: _____	
CMM: _____	%GC: _____		
TORÁCICA: _____	_____	_____	
ABDOMINAL: _____	_____	_____	
COXA MÉDIA: _____	_____	_____	

### TESTE PROGRESSIVO

Velocidade	PSE	Tempo	
Repouso		00:00	
8,3 km/h		00:00-03:00	
9,3 km/h		03:00-06:00	
10,3 km/h		06:00-09:00	
11,0km/h		09:00-12:00	
12,0 km/h		12:00-15:00	
13,0 km/h		15:00-18:00	
14,0 km/h		18:00-21:00	
15,0 km/h		21:00-24:00	
16,0 km/h		24:00-27:00	
17,0 km/h		27:00-30:00	
18,0 km/h		30:00-33:00	
19,0 km/h		33:00-36:00	
20,0 km/h		36:00-39:00	
21,0 km/h		39:00-42:00	

Tempo Inicial: _____	Tempo Final: _____
[La] 3min: _____	PV: _____
	FC <sub>máx</sub> : _____
	VO <sub>2máx</sub> : _____
Tempo do último estágio: _____	
Velocidade do VO <sub>2máx</sub> (km/h): _____	

CÓDIGO: \_\_\_\_\_



## ROTINA DE COLETAS

### TESTE PROGRESSIVO

1. ANTROPOMETRIA - SALA 1 (TEMPO: \_\_\_\_\_)
2. CALIBRAÇÃO ANALISADOR DE GASES (TEMPO: \_\_\_\_\_)
3. AQUECIMENTO – SALA DE COLETAS: (TEMPO: \_\_\_\_\_)
4. TESTE PROGRESSIVO – SALA DE COLETAS - TEMPO: \_\_\_\_\_
5. RECUPERAÇÃO – SALA DE COLETAS: (TEMPO: \_\_\_\_\_)
6. TEMPO TOTAL DE COLETA: \_\_\_\_\_

### TEMPO LIMITE

7. CALIBRAÇÃO CINEMETRIA (TEMPO: \_\_\_\_\_)
8. CALIBRAÇÃO ANALISADOR DE GASES (TEMPO: \_\_\_\_\_)
9. CALIBRAÇÃO ESTEIRA (TEMPO: \_\_\_\_\_)
10. AQUECIMENTO (TEMPO: \_\_\_\_\_)
11. TEMPO DE EXAUSTÃO (TEMPO: \_\_\_\_\_)
12. TEMPO TOTAL DE COLETA: \_\_\_\_\_

### COLETA DE DADOS

	NOME	DIA	HORA
1			
2			
3			
4			
5			
6			
7			
8			
9			
10			
11			
12			
13			
14			
15			
16			
17			
18			
19			
20			

### TEMPO LIMITE

	NOME	DIA	HORA
1			
2			
3			
4			
5			
6			
7			
8			
9			
10			
11			
12			
13			
14			
15			
16			
17			
18			
19			
20			

## **ESTUDO PILOTO**

### **IV ESTUDO PILOTO**

#### 4.1.1 Objetivo Geral

Organizar, Experimentar e determinar os parâmetros metodológicos do estudo.

#### 4.1.2 Objetivos Específicos

- Familiarizar os avaliadores com o ambiente laboratorial de coleta de dados, instrumentos e procedimentos.
- Determinar o tempo necessário para cada etapa da coleta de dados
- Determinar e caracterizar as variáveis de estudo

### 4.2 MATERIAIS E MÉTODOS

#### 4.2.1 Local e Data

O estudo piloto foi realizado nos meses de julho e agosto de 2010 no Laboratório de Pesquisas em Desempenho Humano do CEFID/UDESC.

#### 4.2.2 Sujeitos do estudo

Participaram do estudo 2 adultos jovens com idade de 21 e 22 anos, 77,9 e 72,75 kg, 176,7 e 181,6 cm, 13,4 e 4,5 % de gordura corporal respectivamente, estudantes de Educação Física, praticantes recreacionais de futebol com frequência semanal atual de 4 e 3 ocasiões por semana respectivamente.

#### 4.2.3 Procedimentos de coleta de dados

- Aprovação do projeto junto ao comitê de ética em Pesquisa envolvendo seres Humanos da UDESC referência nº 27/2010

- Contato com os sujeitos
- Agendamento das coletas
- Organização do local de coleta
- Assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido

#### 4.2.4 Aquisição e processamento dos dados

Na primeira visita ao laboratório um teste progressivo até a exaustão voluntária foi realizado para identificar o consumo máximo de oxigênio ( $VO_{2m\acute{a}x}$ ) e a sua velocidade associada ( $vVO_{2m\acute{a}x}$ ). Os sujeitos foram submetidos a uma avaliação antropométrica em sala especial e logo após foram orientados sobre os procedimentos do teste para então iniciar o aquecimento e posteriormente o teste propriamente dito. Em um procedimento de calibração da esteira ergométrica realizados em ocasião anterior às coletas, foi possível constatar que as velocidades representadas no sistema da própria esteira não condiziam com os valores reais, portanto, as velocidades foram corrigidas aplicando esse procedimento em todas as velocidades do protocolo proposto no item 3.6.3 configurando os valores demonstrados na figura 7.

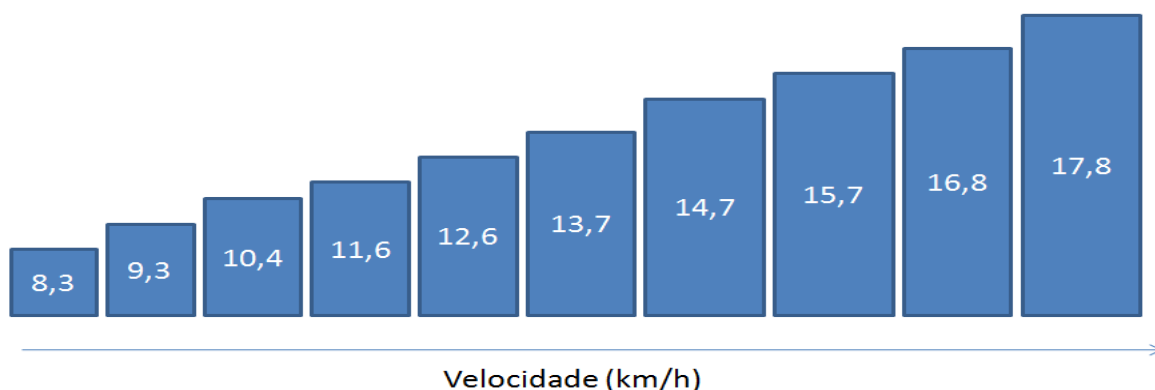


Figura 7: Esquema ilustrativo do protocolo progressivo em esteira rolante

Na segunda visita ao laboratório os sujeitos realizaram um teste de velocidade constante até a exaustão na  $vVO_{2m\acute{a}x}$ . Na sala de avaliações foi realizada a calibração da área de aquisição de dados cinemáticos e do analisador de gases com posterior inserção dos valores pessoais conforme recomendações do fabricante.

A demarcação dos pontos anatômicos com marcadores reflexivos nos 8 pontos articulares no plano sagital esquerdo de interesse para o estudo (dedo, calcanhar, tornozelo, joelho, quadril, ombro, cotovelo, punho) foi realizada conforme Tartaruga (2008). Os marcadores consistem em esferas reflexivas com 2,0 cm de diâmetro que foram acopladas a eletrodos de superfície. Estes marcadores foram atachados diretamente no calçado para representar o seguimento pé e na pele para os demais eixos articulares, onde fitas isolantes foram utilizadas para reforçar o acoplamento dos pontos (figura 8). Para tal, realizou-se primeiramente a depilação e limpeza da pele dos sujeitos por meio de abrasão com algodão umedecido em álcool no eixo articular de interesse.

- ✓ Dedo: Tuberosidade do 5<sup>o</sup> Metatarso
- ✓ Calcanhar: Tuberosidade Lateral do calcâneo
- ✓ Tornozelo: Maléolo lateral
- ✓ Joelho: Epicôndilo lateral do fêmur
- ✓ Quadril: Trocânter maior do fêmur
- ✓ Ombro: tubérculo maior do úmero
- ✓ Cotovelo: Epicôndilo lateral do úmero
- ✓ Punho: Processo estilóide da ulna

Figura 8: Segmentos corporais utilizados para análise cinemática da corrida

Após esses procedimentos, os sujeitos foram instruídos a se postarem em cima da esteira para a colocação dos assessórios da espirometria e o monitor de frequência cardíaca. Posteriormente à fase de preparação, os indivíduos ficaram em repouso parados em cima do tapete rolante até que a velocidade da esteira fosse aumentada para 60% da  $v\dot{V}O_{2máx}$  atingida no teste progressivo e mantida por 5 minutos como forma de aquecimento. Após o período de aquecimento, a velocidade da esteira retornava a zero, onde o sujeito era instruído sobre os procedimentos do teste de Tempo Limite (TLim), principalmente para manter a velocidade de corrida até a exaustão voluntária.

A velocidade da esteira então foi novamente aumentada até a  $v\dot{V}O_{2máx}$  com o sujeito correndo na esteira desde a velocidade zero. Esses procedimentos foram adotados para minimizar o risco de quedas e possíveis acidentes no caso de iniciar



o teste diretamente na  $vVO_{2m\acute{a}x}$ . O tempo limite foi considerado aquele entre o instante em que a esteira atingisse a  $vVO_{2m\acute{a}x}$  e o instante em que o sujeito cessasse o teste voluntariamente monitorado pelo cronômetro da câmera filmadora. Para a aquisição dos dados cinemáticos as filmagens foram realizadas desde o instante em que o sujeito atinge a  $vVO_{2m\acute{a}x}$  até a exaustão a uma freqüência de aquisição de 210Hz através de uma câmera acoplada a um tripé a 2,30 metros da esteira com a câmera posicionada a 1,0 metro do solo. Para posterior análise comparativa foram capturadas 5 ciclos completos de passadas em 2 instantes diferentes a) Primeiro contato do pé esquerdo com o solo 20 segundos após o indivíduo atingir a  $vVO_{2m\acute{a}x}$  b) Instante em que as 5 passadas de interesse precedam 10 segundos antes do término do teste (figura 2).

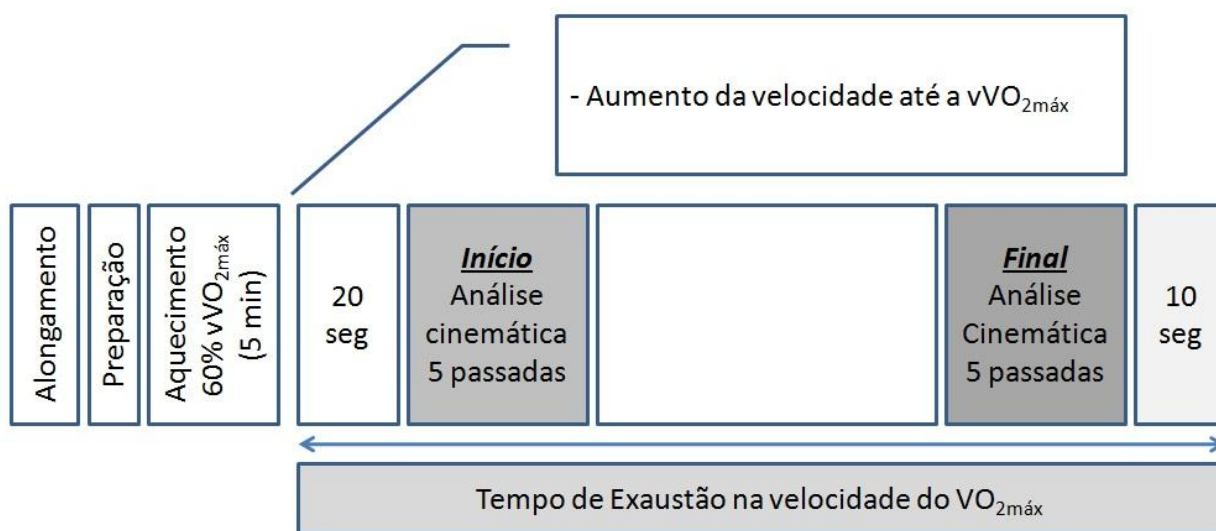


Figura 5: Esquema ilustrativo da coleta de dados no teste de velocidade constante na  $vVO_{2m\acute{a}x}$ .

Os vídeos foram exportados e armazenados no computador em formato AVI. Para análise dos dados foram realizados cortes de vídeo correspondentes a cada ciclo de passadas dos instantes de interesse e digitalizados de maneira semi-automática no software APAS. Após a elaboração do modelo e digitalização, os pontos foram transformados em coordenadas espaciais absolutas através do método DLT (*Direct Linear Transformation*) e filtrados com filtro tipo *Butterworth* com freqüência de corte de 5Hz com o intuito de tentar eliminar possíveis ruídos, falha de instrumento e erros de digitalização. Os valores de deslocamentos angulares das articulações do quadril, joelho e tornozelo serão calculados pelo software APAS e

gerados em arquivos de texto do APAS para então serem exportados para o programa Excel.

### 4.3 RESULTADOS

A seguir serão apresentados por tópicos os resultados de acordo com cada objetivo específico definidos neste estudo piloto.

#### 4.3.1 Familiarizar os avaliadores com o ambiente laboratorial de coleta de dados, instrumentos e procedimentos.

O primeiro objetivo do estudo piloto foi alcançado, pois através dos resultados que serão apresentados posteriormente é possível verificar que diante dos instrumentos escolhidos e da forma com que foram utilizados, é possível responder aos objetivos propostos para este estudo.

#### 4.3.2 Determinar o tempo necessário para cada etapa da coleta de dados

O tempo necessário para aplicação da ficha cadastral, avaliação antropométrica e questionário IPAQ foi de 15 minutos. Para a calibração do analisador de gases, o tempo decorrido foi de 10 minutos. Para o teste progressivo juntamente com colocação dos equipamentos de espirometria, aquecimento e o teste em si o tempo total variou entre os sujeitos (entre 30 e 45 minutos) devido aos diferentes níveis de aptidão física. Portanto para a primeira etapa da coleta de dados o tempo total foi de 55 a 70 minutos.

Na aquisição de dados cinemáticos, que consiste a uma nova vista ao laboratório em dia posterior, a calibração do analisador de gases e da área de aquisição de dados cinemáticos foi 15 minutos. Para a fixação dos pontos anatômicos nos eixos articulares (depilação, limpeza e abrasão da pele, colocação dos pontos e fita isolante) o tempo total foi de 30 minutos. Para a colocação dos equipamentos de espirometria e aquecimento prévio o tempo decorrido foi de 10 minutos. Os procedimentos de filmagem foram realizados durante o tempo limite na  $\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$ , o que a exemplo da etapa anterior variou entre os sujeitos com duração de

4 a 10 minutos. Considerando que os procedimentos de calibração e preparação dos sujeitos foram realizados simultaneamente através da colaboração da equipe de avaliadores o tempo total estipulado para a segunda etapa foi de 50 minutos.

#### 4.3.3 Determinar e caracterizar as variáveis de estudo

Os resultados apresentados abaixo são referentes aos 2 sujeitos convidados a participar do estudo piloto. A tabela 1 apresenta o consumo máximo de oxigênio ( $VO_{2máx}$ ) e sua velocidade associada ( $vVO_{2máx}$ ) bem como o tempo limite (TLim) neste velocidade.

Tabela 1: Média e desvio padrão dos valores de  $VO_{2máx}$ ,  $vVO_{2máx}$  e Tempo Limite na  $vVO_{2máx}$

<b>Sujeito</b>	<b><math>VO_{2máx}</math> (ml/kg/min)</b>	<b><math>vVO_{2máx}</math> (km/h)</b>	<b>TLim (s)</b>
1	55,43	14,7	285
2	58,53	14,7	604

$VO_{2máx}$ : Consumo máximo de Oxigênio;  $vVO_{2máx}$ : Velocidade associada ao consumo máximo de oxigênio; TLim: Tempo Limite na velocidade associada ao consumo máximo de oxigênio.

As variáveis cinemáticas determinadas e identificas no estudo piloto encontram-se na tabela 2 (sujeito 1) e tabela 3 (sujeito 2). Os gráficos 1, 2 e 3 demonstram os ângulos de tornozelo, joelho e quadril, respectivamente, para o sujeito 1 durante a terceira passada de cada instante de interesse. Os gráficos 4, 5 e 6 demonstram os ângulos de tornozelo, joelho e quadril, respectivamente, para o sujeito 2 durante a terceira passada de cada instante de interesse.

Tabela 2: Valores médios  $\pm$  desvio padrão de Variáveis Cinemáticas nos estágios de início e final da corrida realizada na  $vVO_{2m\acute{a}x}$  e variação dos valores ( $\Delta$ ) entre os instantes no sujeito 1.

SUJEITO 1					
Variável Cinemática	Início	CV(%)	Final	CV(%) )	$\Delta$ (%)
Tempo de Passada (s)	0,653 $\pm$ 0,015	2,29	0,638 $\pm$ 0,008	1,21	2,22
Tempo de Suporte (s)	0,234 $\pm$ 0,022	9,27	0,233 $\pm$ 0,007	2,92	0,45
Tempo de Balanço (s)	0,419 $\pm$ 0,010	2,46	0,405 $\pm$ 0,004	0,97	3,23
Comprimento de Passada (m)	2,67 $\pm$ 0,06	2,30	2,61 $\pm$ 0,03	1,22	2,23
Frequência de Passada (passadas.s <sup>-1</sup> )	1,53 $\pm$ 0,04	2,30	1,57 $\pm$ 0,02	1,22	2,25
Ângulo do Tornozelo no Contato Inicial	7,05 $\pm$ 0,41	5,85	8,13 $\pm$ 1,10	13,60	15,25
Ângulo do Tornozelo na Retirada do Hálux	-	13,18	-12,44 $\pm$ 5,45	43,79	2,91
Ângulo da Máxima Dorsiflexão no Suporte	27,50 $\pm$ 1,89	6,86	28,84 $\pm$ 2,32	8,05	4,87
Ângulo de Máxima Plantiflexão no Balanço	-	14,41	-15,05 $\pm$ 1,09	7,25	12,60
Ângulo do Joelho no Contato Inicial	16,33 $\pm$ 3,91	23,92	16,02 $\pm$ 2,67	16,64	1,92
Ângulo de Máxima Flexão do Joelho no Suporte	42,43 $\pm$ 2,05	4,82	45,47 $\pm$ 0,93	2,03	7,69
Ângulo de Extensão Máxima do Joelho na Retirada do Hálux	17,99 $\pm$ 0,51	2,85	18,28 $\pm$ 1,00	5,48	1,57
Ângulo de Máxima Flexão de Joelhos no Balanço	98,25 $\pm$ 1,23	1,26	101,35 $\pm$ 1,78	1,75	3,15
Ângulo Flexão do Quadril no Contato Inicial	25,22 $\pm$ 2,69	10,67	26,82 $\pm$ 2,53	9,43	6,32
Ângulo de Flexão do Quadril no Suporte	29,28 $\pm$ 1,99	6,79	29,77 $\pm$ 0,88	2,96	1,68
Ângulo de Extensão Máxima do Quadril na Retirada do Hálux	-8,81 $\pm$ 2,03	23,02	-10,35 $\pm$ 2,47	23,85	17,40
Ângulo de Flexão do Quadril no Balanço	23,17 $\pm$ 0,82	3,53	28,29 $\pm$ 0,68	2,39	22,06
Amplitude de Movimento do Tornozelo	41,26 $\pm$ 2,43	5,9	44,64 $\pm$ 3,11	6,97	8,19
Amplitude de Movimento do Joelho	80,26 $\pm$ 1,68	2,10	83,07 $\pm$ 2,75	3,31	3,50
Amplitude de Movimento do Quadril	35,41 $\pm$ 3,88	10,95	40,12 $\pm$ 3,12	7,78	13,28
Deslocamento Vertical do Quadril	11,81 $\pm$ 1,00	8,49	10,31 $\pm$ 0,83	8,06	12,73

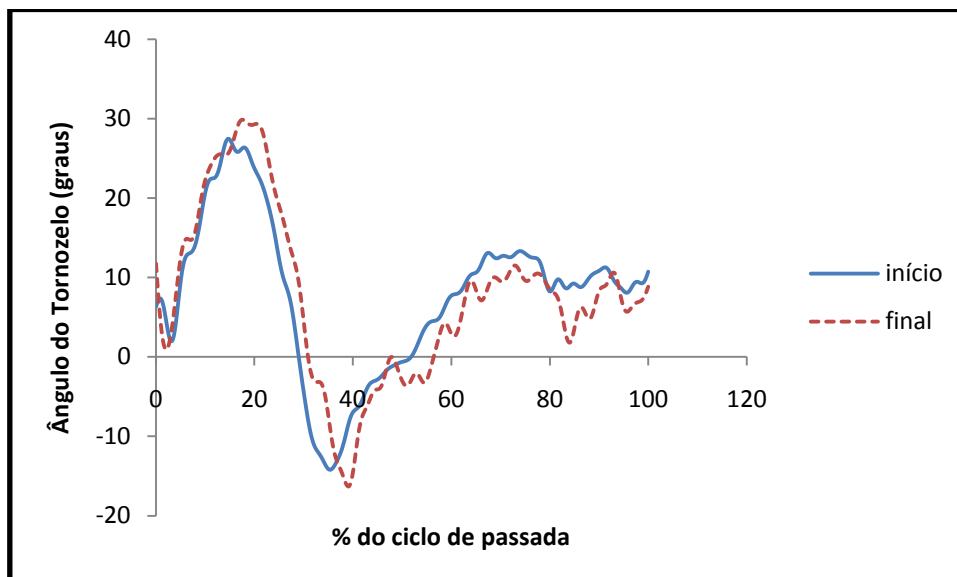


Gráfico 1: Ângulo da Articulação do Tornozelo durante o ciclo da terceira passada no início e no final da corrida realizada na  $vVO_{2máx}$  (sujeito 1).

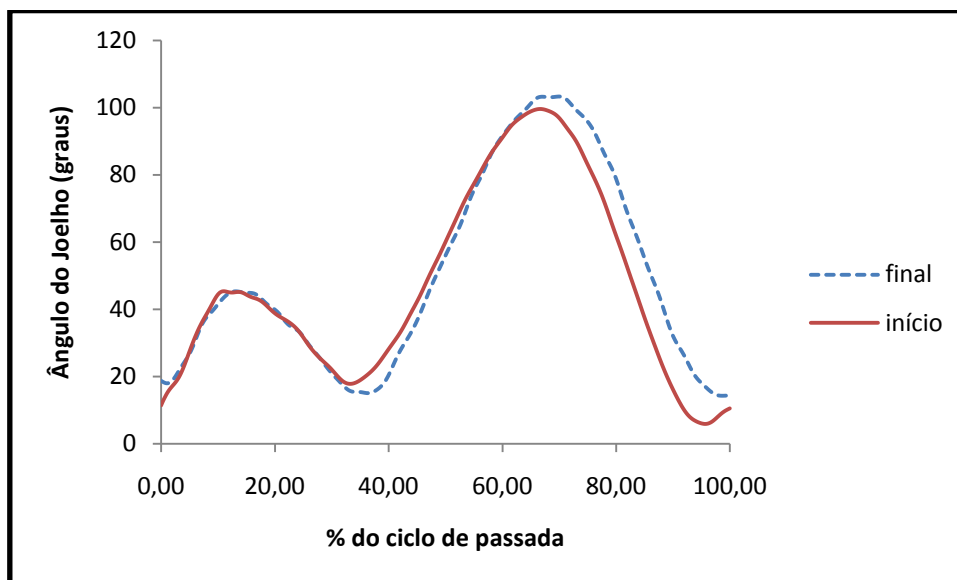


Gráfico 2: Ângulo da articulação do joelho durante o ciclo da terceira passada no início e no final da corrida realizada na  $vVO_{2máx}$  (sujeito 1)

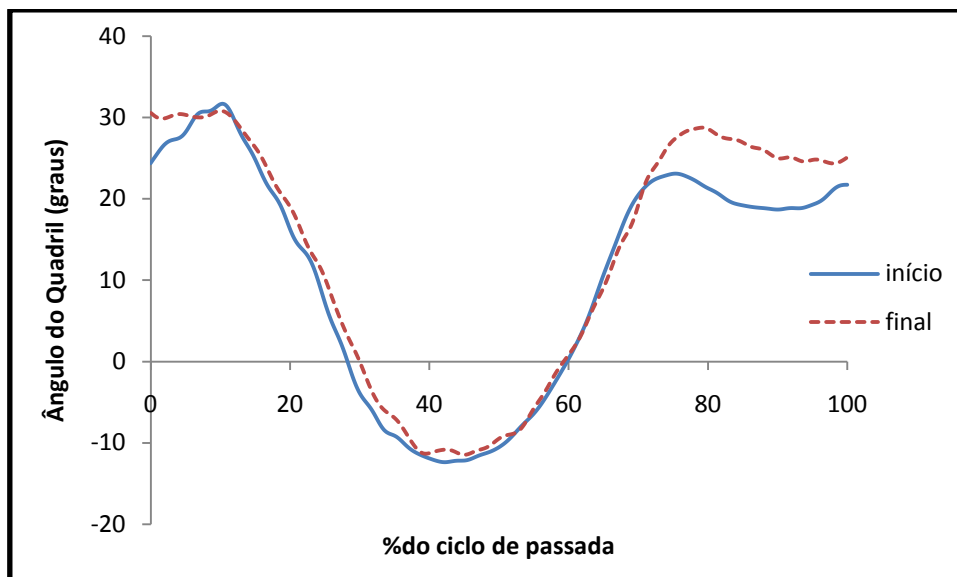


Gráfico 3: Ângulo da articulação do quadril durante o ciclo da terceira passada no início e no final da corrida realizada na  $vVO_{2máx}$  (sujeito 1)

Tabela 3: Valores médios  $\pm$  desvio padrão de Variáveis Cinemáticas nos estágios de início e final da corrida realizada na  $vVO_{2máx}$  e variação dos valores ( $\Delta$ ) entre os instantes no sujeito 2.

SUJEITO 2				
Variável Cinemática	Início	CV(%)	Final	CV(%)
Tempo de Passada (s)	0,736 $\pm$ 0,012	1,67	0,718 $\pm$ 0,020	2,78
Tempo de Suporte (s)	0,264 $\pm$ 0,005	1,76	0,251 $\pm$ 0,010	3,90
Tempo de Balanço (s)	0,472 $\pm$ 0,010	2,17	0,467 $\pm$ 0,015	3,18
Comprimento de Passada (m)	3,00 $\pm$ 0,05	1,67	2,93 $\pm$ 0,08	2,78
Frequência de Passada (passadas.s <sup>-1</sup> )	1,35 $\pm$ 0,02	1,69	1,39 $\pm$ 0,03	2,77
Ângulo do Tornozelo no Contato Inicial (°)	4,06 $\pm$ 0,74	18,15	4,49 $\pm$ 2,19	48,71
Ângulo do Tornozelo na Retirada do Hálux(°)	-25,03 $\pm$ 2,01	8,01	-28,03 $\pm$ 0,88	3,13
Ângulo da Máxima Dorsiflexão no Suporte(°)	30,18 $\pm$ 1,32	4,36	25,00 $\pm$ 0,95	3,82
Ângulo de Máxima Plantiflexão no Balanço	-28,64 $\pm$ 1,87	6,52	-30,64 $\pm$ 0,89	2,89
Ângulo do Joelho no Contato Inicial(°)	29,47 $\pm$ 2,46	8,35	17,33 $\pm$ 2,15	12,43
Ângulo de Máxima Flexão do Joelho no Suporte(°)	60,99 $\pm$ 1,33	2,17	52,42 $\pm$ 1,49	2,84
Ângulo de Extensão Máxima do Joelho na Retirada do Hálux(°)	20,88 $\pm$ 1,91	9,14	16,18 $\pm$ 1,59	9,81
Ângulo de Máxima Flexão de Joelhos no Balanço(°)	113,39 $\pm$ 1,23	1,08	112,30 $\pm$ 2,14	1,90
Ângulo Flexão do Quadril no Contato Inicial(°)	30,30 $\pm$ 0,70	2,31	26,06 $\pm$ 1,49	5,72
Ângulo de Flexão do Quadril no Suporte (°)	34,66 $\pm$ 0,97	2,79	33,01 $\pm$ 0,78	2,36
Ângulo de Extensão Máxima do Quadril na Retirada do Hálux(°)	-15,93 $\pm$ 1,16	7,26	-13,89 $\pm$ 2,28	16,42
Ângulo de Flexão do Quadril no Balanço(°)	37,23 $\pm$ 1,21	3,26	33,61 $\pm$ 3,97	11,82
Amplitude de Movimento do Tornozelo(°)	58,60 $\pm$ 2,53	4,31	55,64 $\pm$ 1,70	3,06
Amplitude de Movimento do Joelho(°)	92,51 $\pm$ 2,96	3,20	96,12 $\pm$ 3,61	3,76
Amplitude de Movimento do Quadril(°)	53,16 $\pm$ 1,62	3,05	48,87 $\pm$ 3,08	6,30
Deslocamento Vertical do Quadril (cm)	11,93 $\pm$ 0,51	4,24	11,13 $\pm$ 0,78	7,03

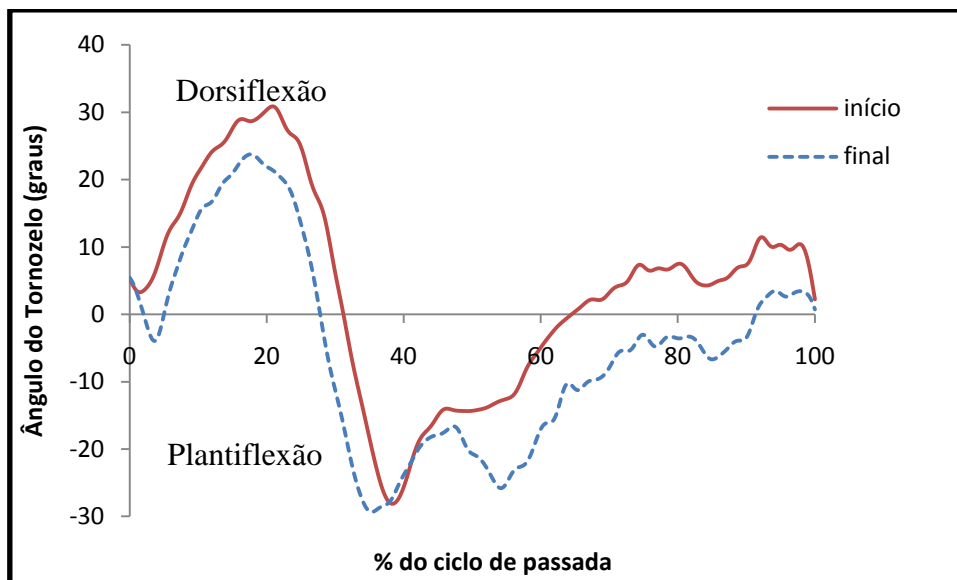


Gráfico 4: Ângulo da Articulação do Tornozelo durante o ciclo da terceira passada no início e no final da corrida realizada na  $vVO_{2máx}$  (sujeito 2)

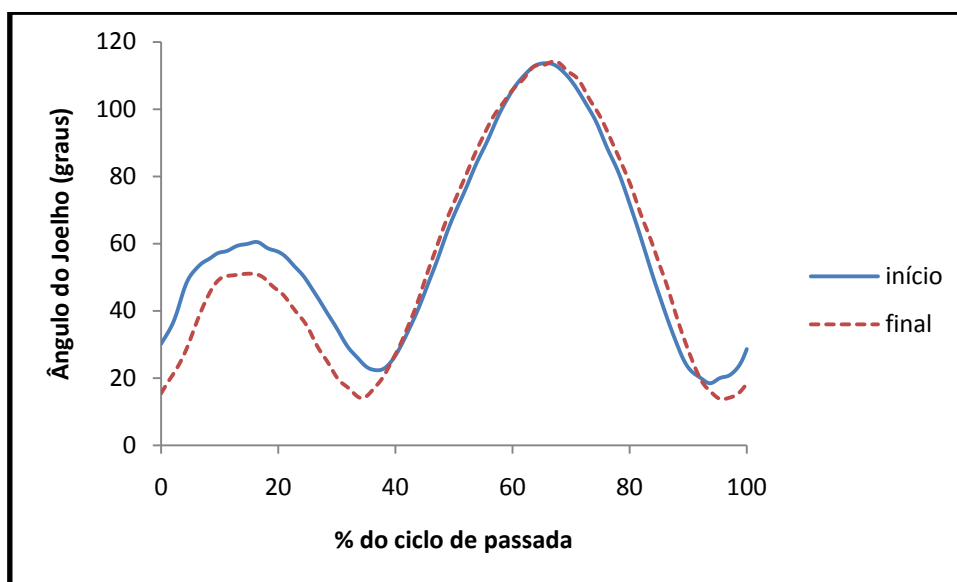


Gráfico 5: Ângulo da Articulação do Joelho durante o ciclo da terceira passada no início e no final da corrida realizada na  $vVO_{2máx}$  (sujeito 2)



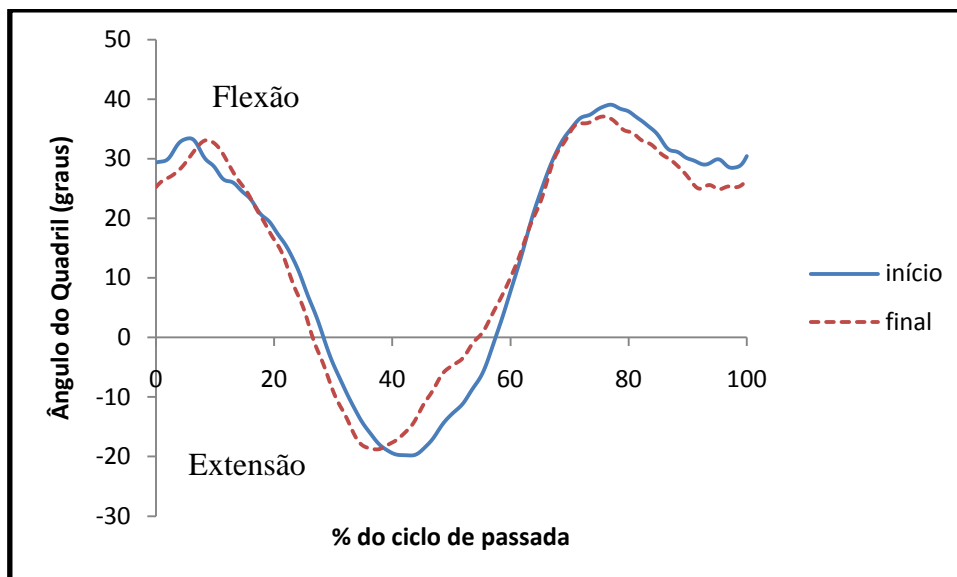


Gráfico 6: Ângulo da Articulação do Quadril durante o ciclo da terceira passada no início e no final da corrida realizada na  $vVO_{2máx}$  (sujeito 2).

#### 4.4 CONCLUSÕES SOBRE O ESTUDO PILOTO

Com a realização do estudo piloto, proposição dos objetivos e consulta na literatura foi possível concluir que:

Os instrumentos de medida propostos para o estudo são adequados para a análise cinemática da corrida realizada na velocidade associada ao consumo máximo de oxigênio.

O tempo requerido em média para a primeira etapa da coleta de dados será de aproximadamente 60 minutos e o para a segunda etapa de 50 minutos.

Através do estudo piloto foi possível familiarizar os pesquisadores com todas as etapas da coleta dos dados, concluir a viabilidade do estudo e consistência do protocolo de coleta de dados com ressalvas para: Calibração da esteira ergométrica e reformulação do protocolo progressivo de corrida.

## ANEXO I



UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA  
CENTRO DE EDUCAÇÃO FÍSICA E DESPORTOS - CEFID  
**COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP**  
**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

Título do Projeto: **“Efeitos da fadiga sobre características biomecânicas e fisiológicas durante a corrida”**

Você está sendo convidado a participar como voluntário da pesquisa intitulada: **“Efeitos da fadiga sobre características biomecânicas e fisiológicas durante a corrida”** a ser realizada junto ao Laboratório de Biomecânica e Laboratório de Pesquisa Morfo-funcional (LAPEM), vinculados ao Centro de Ciências da Saúde e do Esporte (CEFID) da Universidade do Estado de Santa Catarina (UDESC). Com sua adesão ao estudo, você terá que ficar disponível para a pesquisa em apenas 02 (duas) sessões no CEFID/UDESC, com duração de aproximadamente 40 minutos na primeira e 20 minutos na segunda. Na primeira sessão, um avaliador preencherá uma ficha com seus dados pessoais, logo após você será submetido a avaliação antropométrica, na qual serão realizadas medidas de massa corporal, estatura e dobras cutâneas. Em seguida, será aplicado um teste em laboratório na esteira ergométrica com estagio inicial de 10km/h e incrementos de 1,2km/h a cada 3 minutos até a exaustão. Neste teste a frequência cardíaca (FC) e Consumo de Oxigênio ( $VO_2$ ) serão monitorados através de um analisador de gases. Coletas de amostras de 25 microlitros de sangue obtido do lóbulo da orelha para análise das concentrações sanguíneas de lactato serão realizadas a cada estágio. As variáveis biomecânicas serão adquiridas na segunda sessão através de filmagens de uma corrida em velocidade constante. Os procedimentos serão realizados por profissionais experientes e capacitados.

Para participar deste estudo, você deve ser portador de atestado médico que comprove a sua aptidão para realizar exercícios físicos de alta intensidade. Da mesma forma, deve estar ciente que poderá apresentar náuseas e vômito decorrentes do esforço na realização dos testes. No entanto, menos de 1% da população americana apresenta desconforto extremo durante testes dessa natureza (*American College of Sports Medicine*).

A sua identidade será preservada, pois cada sujeito da amostra será identificado por um número. Serão utilizados recursos pertinentes à ocultação da identidade dos sujeitos envolvidos.

Quanto aos benefícios e vantagens em participar deste estudo, você estará contribuindo de forma única para o desenvolvimento da ciência, dando possibilidade a novas descobertas e o avanço das pesquisas, bem como, tomará conhecimento de sua composição corporal, aptidão física, zonas de transição metabólica e características biomecânicas que podem ser norteadoras do treinamento físico, a partir do repasse do relatório individual de sua avaliação.

As pessoas que estarão lhe acompanhando serão o aluno de Mestrado Leonardo De Lucca, o acadêmico de Graduação Luiz Antônio Madruga da Silva Júnior e o prof. Ms. Mario César de Andrade

Salientamos ainda, que você poderá retirar-se do estudo a qualquer momento. Do contrário, solicitamos a sua autorização para o uso de seus dados para a produção de artigos técnicos e científicos. A sua privacidade será mantida através da não-identificação do seu nome.

Agradecemos desde já a sua participação e colaboração.

#### PESSOAS PARA CONTATO:

Leonardo De Lucca: e-mail: leodelucca85@hotmail.com

Luiz Antônio Madruga da Silva Júnior - e-mail: luizmadrugajr@hotmail.com

#### TERMO DE CONSENTIMENTO

Declaro que fui informado sobre todos os procedimentos da pesquisa “**Efeitos da fadiga sobre características biomecânicas e fisiológicas durante a corrida**” e, que recebi de forma clara e objetiva todas as explicações pertinentes ao projeto e, que todos os dados a meu respeito serão sigilosos. Eu compreendo que neste estudo, as medições dos experimentos/procedimentos de tratamento serão feitas em mim.

Declaro que fui informado que posso me retirar do estudo a qualquer momento.

Nome por extenso \_\_\_\_\_ .

Assinatura \_\_\_\_\_

Florianópolis, \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_ .

## CONSENTIMENTO PARA FOTOGRAFIAS, VÍDEOS E GRAVAÇÕES

Eu \_\_\_\_\_  
permito que o grupo de pesquisadores relacionados abaixo obtenha fotografia,  
filmagem ou gravação de minha pessoa para fins de pesquisa, científico, médico e  
educacional.

Eu concordo que o material e informações obtidas relacionadas à minha pessoa  
possam ser publicados em aulas, congressos, palestras ou periódicos científicos.  
Porém, a minha pessoa não deve ser identificada por nome em qualquer uma das  
vias de publicação ou uso.

As fotografias, vídeos e gravações ficarão sob a propriedade do grupo de  
pesquisadores pertinentes ao estudo e, sob a guarda dos mesmos.

Nome do paciente/indivíduo:

Assinatura: \_\_\_\_\_

Nome: \_\_\_\_\_

Assinatura: \_\_\_\_\_

Equipe de pesquisadores:

Nomes:

---

---

---

---

---

---

Data e Local onde será realizado o projeto:

---

## ANEXO II



UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA  
GABINETE DO REITOR  
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS

Florianópolis, 31 de maio de 2010

Nº. de Referência: 27/2010

A(o) Pesquisador(a),

**Prof. Sebastião Iberes Lopes Melo**

Analisamos o projeto de pesquisa intitulado “Efeitos da fadiga sobre características biomecânicas e fisiológicas durante a corrida” enviada previamente por V. S.<sup>a</sup>. Desta forma, comunicamos que o Comitê de Ética em Pesquisa envolvendo Seres Humanos tem como resultado à **Aprovação** do referido projeto.

Este Comitê de Ética em Pesquisa segue as Normas e Diretrizes Regulamentadoras da Pesquisa Envolvendo Seres Humanos – Resolução CNS 196/96, criado para defender os interesses dos sujeitos da pesquisa em sua integridade e dignidade e para contribuir no desenvolvimento da pesquisa dentro de padrões éticos.

Gostaríamos de salientar que quaisquer alterações do procedimento e metodologia que houver durante a realização do projeto em questão e, que envolva os indivíduos participantes, deverá ser informado imediatamente ao Comitê de Ética em Pesquisa envolvendo Seres Humanos.

Duas vias do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido deverão ser assinadas pelo indivíduo pesquisado ou seu representante legal. Uma cópia deverá ser entregue ao indivíduo pesquisado e a outra deverá ser mantida pelos pesquisadores por um período de até cinco anos, sob sigilo.

Atenciosamente,

**Prof. Dr. Rüdney da Silva**

Presidente do Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos – UDESC

34856  
31 05 10  
08 06 10