



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

LUIZ FERNANDO VILARINHO GUIMARÃES

**ANÁLISE CINEMÁTICA NO TESTE INCREMENTAL DE CORRIDA E SUA
RELAÇÃO COM A FORÇA E RESISTÊNCIA DO *CORE***

UBERLÂNDIA

2016

LUIZ FERNANDO VILARINHO GUIMARÃES

**ANÁLISE CINEMÁTICA NO TESTE INCREMENTAL DE CORRIDA E SUA
RELAÇÃO COM A FORÇA E RESISTÊNCIA DO *CORE***

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia como requisito parcial para obtenção do título de mestre em Ciências.

Área de concentração: Biomecânica

Linha de Pesquisa: Biomecânica

Prof. Dr. João Batista Destro Filho

Orientador

Prof. Edgar Afonso Lamounier Júnior, PhD
Coordenador do Programa de Pós-Graduação em
Engenharia Biomédica

UBERLÂNDIA

2016

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

G963a Guimarães, Luiz Fernando Vilarinho.
2016 Análise cinemática no teste incremental de corrida e sua relação com
a força e resistência do core / Luiz Fernando Vilarinho Guimarães. -
2016.

73 f. : il.

Orientador: João Batista Destro Filho.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica.

Inclui bibliografia.

1. Engenharia elétrica - Teses. 2. Biomecânica - Teses. 3. Corrida -
Teses. 4. Músculo - Teses. I. Destro Filho, João Batista. II. Universidade
Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Engenharia
Elétrica. III. Título.

CDU: 621.3

LUIZ FERNANDO VILARINHO GUIMARÃES

**ANÁLISE CINEMÁTICA NO TESTE INCREMENTAL DE CORRIDA E SUA
RELAÇÃO COM A FORÇA E RESISTÊNCIA DO *CORE***

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia como requisito parcial para obtenção do título de mestre em Ciências.

Área de concentração: Biomecânica

Linha de Pesquisa: Biomecânica

Uberlândia, 21 de Novembro de 2016.

Banca Examinadora:

Prof. Dr. João Batista Destro Filho – Orientador (UFU)

Prof. Dr. Alexandre Gonçalves – UNIP/BRASÍLIA-DF

Prof. Dr. Frederico Balbino Lizardo - UFU

UBERLÂNDIA

2016

*A Deus, aos meus pais Aldo (in memoriam) e
Beatriz, meus irmãos Frederico e Ana
Carolina, minha esposa Lydiane e a todos os
meus amigos e familiares.*

Agradecimentos

Foram anos de muito aprendizado, de derrotas e também de muitas vitórias. Pensei que nunca seria capaz de concluir um mestrado, principalmente devido as minhas atuais circunstâncias, trabalhando em dois empregos, dedicando ao que mais gosto de fazer que é treinar *triathlon* e ainda dar atenção as pessoas mais importantes para mim, minha esposa Lydiane e minha família.

Poderia ter sido diferente, pois antes mesmo de me formar em Educação Física eu já me encontrava direcionado a dar continuidade aos estudos, sempre aconselhado por meu padrinho **Gilmar da Cunha Sousa**. Infelizmente meu eterno e verdadeiro ídolo, meu pai, veio a falecer e minha vida mudou completamente. Achei que até mesmo não fosse dar continuidade a minha amada profissão. Às vezes me encontrava perdido no que poderia fazer da minha vida, mas sempre *Deus* estava presente nos piores momentos de nossas vidas. Enfim, deu tudo certo e hoje trabalho com esporte dentro da minha querida instituição que me acolhera nos tempos de graduação.

Acabou que depois de um tempo sem ter contato algum com qualquer pós-graduação, apareceu uma oportunidade de tentar o título de mestre na mesma instituição que me formei. Fui aprovado e hoje estou escrevendo algo que sempre pensei que fosse impossível, até mesmo porque, atualmente sou um homem muito mais prático, principalmente pois trabalho com exercício físico a praticamente 10 anos.

Tive muitas dificuldades durante esse período, mas que com o apoio de eternos amigos e minha família consegui superar e escrever essa dissertação.

Agradeço primeiramente a **Deus** pela oportunidade de estudar e concluir o mestrado em uma instituição pública e renomada como a Universidade Federal de Uberlândia.

A minha **família**, principalmente minha mãe **Beatriz** e meus irmãos **Frederico** e **Ana Carolina** que sempre me apoiaram mesmo eu dizendo que seria impossível concluir essa etapa.

A minha querida esposa, companheira, amiga e amante **Lydiane** por estar a todo o tempo ao meu lado, enfrentando comigo todas as dificuldades e sempre com palavras sábias me motivavam a continuar e finalizar algo que havia começado.

Ao meu eterno ídolo e verdadeiro amigo, meu querido pai **Aldo**, que sempre me mostrou as coisas mais importantes da vida: Amor, amizade, respeito e humildade. Que onde quer que o senhor esteja tenho certeza de que está olhando por nós e mandando sempre energias positivas.

Aos professores **Adriano Alves Pereira** e **Silvio Soares dos Santos** pelos conhecimentos transmitidos durante as reuniões do programa de pós-graduação.

Ao meu orientador, professor **João Batista Destro Filho**, pela oportunidade de aprendizado, generosidade e apoio durante o período do mestrado.

Ao meu amigo e co-orientador, professor **Frederico Balbino Lizardo**, pela extrema colaboração em todas as etapas do meu trabalho, paciência nas

correções e estímulo para aquisição de conhecimentos importantes, não só para o cenário acadêmico, como também para a vida.

Aos meus queridos amigos do laboratório de biomecânica, **Bárbara, José e Mário** por todo apoio durante à coleta de dados.

A um amigo em especial, professor **Franciel**, meus eternos agradecimentos por toda dedicação em querer ajudar o próximo, e por ter contribuído com meu projeto, me auxiliando sempre que precisei sem nenhuma vez dizer “não”. Você merece tudo de melhor e, com certeza, *Deus* já providenciou isso para você.

Ao **Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica** por auxiliar nas questões burocráticas no decorrer do mestrado.

Ao **CNPQ**, a **CAPES** e a **FAPEMIG** pelo apoio financeiro para esta pesquisa.

Aos **voluntários**, pela boa vontade, atenção, paciência e disponibilidade em contribuir para realização deste projeto de pesquisa.

Enfim, a todos que puderam contribuir direta e indiretamente com essa dissertação. Serei eternamente grato!

Obrigado!

Resumo

A corrida de rua é um dos esportes que mais cresce no Brasil e no mundo contemplando, não só a melhoria da saúde e qualidade de vida, como também o rendimento esportivo. Recentemente, tem sido hipotetizado que a maior inclinação do tronco durante à corrida teria uma relação com a falta de força e resistência da musculatura do *core*, principalmente em corredores iniciantes. Entretanto, poucos estudos avaliaram a relação entre a cinemática no teste incremental de corrida com a força e resistência do *core*. Dessa forma, o objetivo do estudo foi analisar a relação existente entre as medidas de força e resistência do *core* com alterações na cinemática do tronco a partir de um teste incremental submáximo em corredores com diferentes tipos de condicionamento físico. Foram avaliados 30 corredores, sem distinção de gênero, saudáveis, fisicamente ativos e que realizassem o treinamento de corrida de rua no mínimo duas vezes por semana. Os testes foram separados em quatro dias distintos, onde os participantes realizaram a familiarização, teste de força do *core*, teste de resistência global do *core* e a análise cinemática a partir de um teste incremental submáximo. Os resultados apresentaram um aumento da força de extensão ($p < 0,05$) dos Corredores Avançados (CA) em comparação com os Corredores Iniciantes (CI). Os Corredores Intermediários (CIn) ($P < 0,05$) e CA ($P < 0,01$) apresentaram um aumento do tempo de execução no teste de resistência global do *core*. Em relação ao ângulo de flexão do tronco houve um aumento apenas nos CI ($P < 0,05$). Assim, é possível concluir que as medidas de força e resistência do *core* exibiram correlações inesperadas com às mudanças cinemáticas do ângulo de inclinação do tronco e exigem uma investigação mais aprofundada para determinar a significância dessas relações.

Palavras chaves: Biomecânica, Flexão do tronco, Alterações cinemáticas, Desempenho

Abstract

Running events is one of the fastest growing sports in Brazil and in the world contemplating not only improving health and quality of life, but also sports performance. Recently, it has been hypothesized that the greater trunk inclination during the running would be related to the lack of strength and resistance of the core muscles, especially in beginner runners. However, few studies have evaluated the relationship between kinematics in the incremental run test with core resistance and strength. Thus, the objective of the study was to analyze the relationship between the measures of strength and resistance of core with changes in trunk kinematics from an incremental submaximal test in runners with different types of physical conditioning. Thirty non-gendered, healthy, physically active runners were evaluated at least twice a week. The tests were separated into four distinct days, where the participants performed the familiarization, core strength test, core global resistance test and kinematic analysis from a submaximal incremental test. The results showed an increase in the extension strength ($p < 0.05$) of the Advanced Runners (AR) compared to the Beginner Runners (BR). The Intermediate Runner (IR) ($P < 0.05$) and AR ($P < 0.01$) showed an increase in execution time in the core global resistance test. Regarding the flexion angle of the trunk, there was an increase in IR alone ($P < 0.05$). Thus, it is possible to conclude that the measures of force and resistance of the core exhibited unexpected correlations with the kinematic changes of the angle of inclination of the trunk and require a more in depth investigation to determine the significance of these relations.

Keywords: biomechanics, Trunk flexion, running, kinematics analysis, performance.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	18
1.2 Justificativa.....	21
1.3 Hipóteses.....	21
1.4 Objetivos.....	22
2. REVISÃO DA LITERATURA.....	23
2.1. Componentes e função do core.....	23
2.2 Conceito de força e resistência.....	24
2.3 Corrida e cinemática.....	25
2.4 Estudos relacionados à melhora do desempenho esportivo e core.....	29
3. MATERIAIS E MÉTODOS.....	33
3.1. Sujeitos.....	33
3.2. Procedimento experimental.....	34
3.3. Determinação resistência global do core.....	36
3.4 Determinação de força do core.....	37
3.5. Teste incremental submáximo.....	40
3.6. Análise Cinemática.....	41
3.7. Análises Estatísticas.....	44
4. RESULTADOS.....	46
4.1. Força do tronco e resistência global do core.....	46
4.2. Cinemática do tronco.....	50
4.3. Cinemática do membro inferior.....	51
5. DISCUSSÃO.....	55
5.1. Força do tronco e resistência global do core.....	55

5.2. Cinemática do tronco.....	56
5.3. Cinemática do membro inferior.....	58
6. CONCLUSÃO.....	61
7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	62
Apêndice A.....	70
Apêndice B.....	72
Apêndice C.....	73

Lista de Figuras

Figura 1. Delineamento experimental participantes do estudo.

Figura 2:. Delineamento dos procedimentos experimentais.

Figura 3. Configuração do teste de resistência global do *core* (do ponto do administrador do teste), com o sujeito na posição básica do exercício de prancha ventral com o quadril alinhado entre as cordas elásticas.

Figura 4. Célula de carga *Kratos* modelo *IK-15*

Figura 5. Ações. (a) Flexão do tronco, (b) Flexão lateral do tronco.

Figura 6: Marcadores articulares no tronco e membro inferior para análise cinemática.

Figura 7 Definição dos ângulos articulares: α - ângulo do quadril, γ - ângulo da coxa, ϵ - ângulo da perna, β - Ângulo do joelho e δ - ângulo de inclinação do tronco.

Figura 8 Análise cinemática do tronco e membro inferior no software *Kinovea*.

Figura 9.: Valores médios e desvio padrão da força do tronco (kgf) nos diferentes grupos: Corredores Inicantes (CI), Corredores Intermediários (CIn) e Corredores Avançados (CA).

Figura 10: Valores médios e desvio padrão da extensão do tronco (kgf) nos diferentes grupos: Corredores Inicantes (CI), Corredores Intermediários (CIn) e Corredores Avançados (CA).

Figura 11: Valores médios e desvio padrão da força de flexão e extensão do tronco (kgf) nos grupos Corredores Inicantes (CI), Corredores Intermediários (CIn) e Corredores Avançados (CA).

Figura 12: Valores médios e desvio padrão dos ângulos de inclinação do tronco no grupos de Corredores Iniciantes (CI), Intermediários (CIn) e Avançados (CA) durante o primeiro minuto inicial (1° MIN.), primeiro minuto em 90% da frequência cardíaca máxima (1° MIN. 90% FCmáx) e sexto minuto em 90% da frequência cardíaca máxima (6° MIN. 90% FCmáx).

Figura 13: Valores médios e desvio padrão dos ângulos do quadril (Âquadril), coxa (Âcoxa) e joelho (Âjoelho) no grupo Corredores Iniciantes durante o primeiro minuto inicial (1° MIN.), primeiro minuto em 90% da frequência cardíaca máxima (1° MIN. 90% FCmáx) e sexto minuto em 90% da frequência cardíaca máxima (6° MIN. 90% FCmáx).

Figura 14: Valores médios e desvio padrão dos ângulos do quadril (Âquadril), coxa (Âcoxa) e joelho (Âjoelho) no grupo Corredores Intermediários durante o primeiro minuto inicial (1° MIN.), primeiro minuto em 90% da frequência cardíaca máxima (1° MIN. 90% FCmáx) e sexto minuto em 90% da frequência cardíaca máxima (6° MIN. 90% FCmáx).

Figura 15: Valores médios e desvio padrão dos ângulos do quadril (Âquadril), coxa (Âcoxa) e joelho (Âjoelho) no grupo Corredores Avançados durante o primeiro minuto inicial (1° MIN.), primeiro minuto em 90% da frequência cardíaca máxima (1° MIN. 90% FCmáx) e sexto minuto em 90% da frequência cardíaca máxima (6° MIN. 90% FCmáx).

Lista de tabelas

Lista de tabelas

TABELA 1. Valores médios das características gerais dos participantes da pesquisa referentes aos grupos: Corredores Inicantes (CI), Corredores Intermediários (CIn) e Corredores Avançados (CA).

TABELA 2: Coeficiente de correlação intraclasse (ICC) calculado nos testes de flexão e extensão do tronco nos grupos Corredores Inicantes (CI), Corredores Intermediários (CIn) e Corredores Avançados (CA).

TABELA 3: Valores médios e desvio padrão do tempo de execução, expressos em segundos, no teste de resistência global do *core* nos grupos Corredores Inicantes (CI), Corredores Intermediários (CIn) e Corredores Avançados (CA).

TABELA 4: Valores médios e desvio padrão dos ângulos de inclinação do tronco durante o primeiro minuto inicial (1° MIN.) e sexto minuto em 90% da frequência cardíaca máxima (6° MIN. 90% FC_{máx}). As diferenças entre o 1° MIN. e 6° MIN. 90% FC_{máx} foram calculadas para verificar as mudanças na inclinação do tronco durante o teste incremental.

TABELA 5: Valores de coeficiente de correlação calculados para verificar a relação existente entre as alterações na inclinação do tronco, durante o início e final do teste incremental, com as medidas de força do tronco (flexão e extensão) e resistência global do *core*. (CI) Corredores Inicantes, (CIn) Corredores Intermediários (CIn) e Corredores Avançados (CA).

Lista de Abreviaturas e Siglas

1° MIN: 1° minuto inicial do teste

1° MIN 90%: 1° minuto a 90% da FC_{máx.} do teste

6° MIN 90%: 6° minuto a 90% da FC_{máx.} do teste

FC_{máx.}: Frequência Cardíaca máxima

TA: Transverso do Abdômen

UM: Multífido

OI: Obliquo Interno

OE: Obliquo Externo

RA: Reto do Abdômen

EE: Ereter da Espinha

CoI: Contato inicial

CM: Centro de Massa

GC: Grupo Controle

GT: Grupo de Treinamento

ÂQuadril: Ângulo de flexão do quadril

ÂCoxa: Ângulo de flexão da coxa

ÂJoelho: Ângulo de extensão do joelho

IPAQ: (International Physical Activity Questionnaire) Questionário Internacional de Atividade Física (versão curta)

PARQ: Physical Activity Readiness Questionnaire (Questionário de prontidão de atividade física)

CI: Corredores Iniciantes

CIn: Corredores Intermediários

CA: Corredores Avançados

RM: Repetições Máximas

DP: Desvio Padrão

Capítulo 1

1.1 Introdução

A corrida humana como exercício físico tem adquirido cada vez mais participantes com distintos objetivos, tanto para a melhoria do desempenho esportivo, quanto para a melhora da aptidão física (WILKIN et al., 2012).

Segundo dados de Lordello (2016), “o mercado brasileiro principalmente de corrida de rua, fenômeno mundial relativamente recente, segue firme em sua expansão, atraindo adeptos de várias faixas etárias que pagam para participar de eventos e competições. O Brasil cresceu 20% em 2015, com mais de um milhão de pessoas inscritas em 800 eventos, cada uma com gasto médio de R\$ 80, movimentando R\$ 113,8 milhões, sendo R\$ 81,3 milhões de inscrições e R\$ 32,5 milhões de patrocínio”, avalia Felipe Telles, diretor operacional e um dos sete sócios da *holding* paulistana Norte Marketing Esportivo, uma das maiores do mercado de esportes participativos na América Latina.

Segundo Barros (2015), “54% dos brasileiros fazem algum tipo de atividade física, e 5% dos maiores de 16 anos correm, segundo a consultoria espanhola *Relevance*. Nos Estados Unidos, líder mundial em esportes participativos, a previsão era fechar 2015 com 28 mil corridas de rua, envolvendo 20,5 milhões de participantes, ao custo médio de US\$ 70. Do faturamento de US\$ 2.014 bilhões, US\$ 575,5 milhões são obtidos de patrocínios, conforme dados da *Running USA*, organização sem fins lucrativos do segmento de corridas de rua”.

Com esse constante crescimento, a prática de corrida tem ocupado um espaço significativo dentro dos programas de exercício físico voltados para a saúde e qualidade de vida na cidade de Uberlândia. Com isso, o número de Assessorias Esportivas e Consultores Esportivos tem tido um constante crescimento, atraindo cada vez mais participantes e investimentos destinados a esse público em questão.

Nesse contexto, com o interesse crescente na modalidade, seja para fins de desempenho ou de saúde, alguns estudos estão sendo destinados a investigar alterações posturais durante a corrida, sendo que a região do *core* vem sendo muito destacada devido aos vários estudos que mostram o benefício do treinamento desta região. (ABT

et al., 2007; SILFIES et al., 2015; HOSHIKAWA et al., 2013; SCHACHE et al., 2011; OKADA et al., 2011; KOBLBAUER et al., 2014)

O *core* é um segmento do corpo relacionado com o tronco ou, mais especificamente, com a região lombar-pélvica (OLIVER et al., 2010), e sua estabilidade é fundamental para proporcionar uma base durante os movimentos dos membros superiores e inferiores em atividades da vida diária ou gestos esportivos, suportar cargas, prevenir disfunções como a lombalgia, desenvolver força e proteger a medula espinal e suas raízes neurais (TAN et al., 2013).

Os músculos do *core* são classificados como estabilizadores locais e globais de acordo com suas características anatômicas e funcionais. Os estabilizadores locais são os músculos profundos da coluna vertebral (multífido [MU]) e parede abdominal (transverso do abdome [TA] e oblíquo interno do abdome [OI]) e estão associados com a estabilidade segmentar da coluna durante movimentos do corpo ou ajustes posturais. Como estabilizadores globais, são considerados os músculos superficiais da região abdominal e lombar (reto do abdome [RA], oblíquo externo do abdome [OE] e eretor da espinha [EE]) que atuam na estabilização multisegmentar e são agonistas nos movimentos flexão, rotação e extensão do tronco (BEHM et al., 2010; SUNDSTRUP et al., 2012).

Em relação ao treinamento do *core*, existem duas linhas básicas de trabalho: uma voltada para a qualidade de vida e outra direcionada para o esporte de alto rendimento. O treinamento do *core* para a qualidade de vida está relacionado principalmente a diminuição na incidência da lombalgia e o segundo principalmente com a melhora da performance em diferentes esportes (EVANGELISTA ; MACEDO, 2011).

A capacidade adequada de resistência e força do *core* não só reduzirá os riscos de lesões, mas também melhorará o desempenho atlético (BRUMITT et al., 2013). Segundo Oliver et al. (2010), o *core* é um componente do sistema funcional de cadeia cinética, uma rede de ligações individuais entre segmentos do corpo que são dependentes uns dos outros, permitindo movimentos coordenados e eficientes.

Tong et al. (2014) avaliaram o efeito da fadiga do *core* no desempenho de corrida em alta intensidade. A amostra foi composta por nove corredores recreacionais do gênero masculino que executaram o exercício de corrida em alta intensidade (85% do VO₂ máximo) em dias distintos, com e sem a fadiga dos músculos do *core*.

Os resultados demonstraram que o tempo de corrida em alta intensidade com prévia fadiga do *core* foi reduzida significativamente. Os autores supracitados concluíram que a fadiga prévia do *core* afetou significativamente a performance no teste de corrida em alta intensidade até a exaustão, sugerindo a incorporação do treinamento do *core* para melhorar a performance em atividades intensas de longa duração. Uma limitação do estudo foi a ausência de análises cinemáticas do membro inferior e tronco, que poderiam trazer fatores relevantes para o estudo.

Koblbauer et al. (2014) examinaram as alterações cinemáticas do tronco e membro inferior durante um protocolo incremental de corrida até a fadiga em 17 corredores iniciantes e, adicionalmente, verificaram a relação entre alterações cinemáticas e resistência muscular do *core*. A avaliação da resistência do *core* consistiu em três testes estáticos (teste de prancha lateral, teste de resistência dos flexores e teste de resistência dos extensores da coluna) e o teste incremental submáximo de corrida na esteira foi realizado iniciando a 6 km/h, aumentando a velocidade em 1 km/h a cada dois minutos, até atingir a escala de borg na faixa de 17 (muito difícil) ou 90% da frequência cardíaca.

Os autores supracitados demonstraram que corredores iniciantes apresentaram aumento nos ângulos de inclinação do tronco e de eversão do tornozelo no protocolo incremental até a fadiga. Desta forma, Koblbauer et al. (2014) afirmaram que as variáveis cinemáticas do tronco parecem ser significativamente afetadas durante o teste de corrida e não podem ser negligenciadas. As medidas de resistência do *core* exibiram relações inesperadas (correlação positiva) com as mudanças cinemáticas durante o teste incremental, sendo necessárias futuras investigações para determinar a importância destas relações.

Hart et al. (2009) demonstraram que a fadiga muscular do tronco, causada por exercícios isolados de extensão do tronco, provocou aumento na flexão e inclinação do tronco durante a corrida. Sendo assim, o treinamento e teste de resistência dos músculos que estabilizam a pelve e o tronco são importantes na prática, porém, existem lacunas na literatura relacionando a resistência global do *core* com as alterações cinemáticas do tronco e membro inferior, durante um teste incremental de corrida, em corredores com diferentes níveis de condicionamento físico.

Além disso, outras questões necessitam ser elucidadas, tais como: (1) Qual a relação existente entre a força dos músculos do *core* com as alterações cinemáticas durante um teste incremental de corrida?; (2) Corredores com diferentes níveis de

condicionamento físico (iniciantes, intermediários e avançados) apresentarão alterações cinemáticas similares?; (3) Os voluntários com maior força máxima e resistência da musculatura do *core* possui menor alteração nos ângulos de inclinação do tronco?

1.2 Justificativa

O presente estudo é justificado devido à busca dos pesquisadores e profissionais de Educação Física por alternativas para melhorar o desempenho esportivo em corredores, como também proporcionar maior integridade articular e muscular e menor incidência de lesões.

Não existe consenso na literatura científica sobre a interferência da força e resistência do *core*, no desempenho da corrida e na prevenção de lesões em corredores com diferentes níveis de condicionamento físico. Dessa forma, são necessários estudos específicos que possam trazer esclarecimentos a respeito da relação existente entre a performance na corrida e as medidas de força e resistência do *core*, auxiliando na prescrição e periodização do treinamento dessa modalidade.

1.3 Hipótese

H1: No final do teste incremental de corrida ocorrerá aumento na inclinação do tronco nos três grupos analisados;

H2: Corredores com menor nível de força máxima e resistência muscular do *core* apresentarão maiores alterações na cinemática do tronco (ângulo de inclinação) e membro inferiores, sendo mais evidente nos corredores iniciantes;

1.4 Objetivos

1.4.1 Objetivo Geral

Analisar as alterações cinemáticas do tronco e membro inferior durante um teste incremental de corrida e a possível correlação existente com as medidas de força e resistência do *core*, em corredores com diferentes níveis de condicionamento

físico participantes da Equipe de Corrida de Rua da Universidade Federal de Uberlândia, Minas Gerais.

1.3.2 Objetivos Específicos

- ✓ Avaliar a força máxima de flexão e extensão do tronco e o tempo de execução em um teste de resistência global do *core* nos três grupos de corredores.
- ✓ Identificar a existência de uma correlação entre as medidas de resistência do *core* e o ângulo de inclinação do tronco nos grupos de corredores avaliados na pesquisa;
- ✓ Verificar a existência de uma correlação entre as medidas de força do *core* e o ângulo de inclinação do tronco nos grupos de corredores avaliados na pesquisa;
- ✓ Verificar o ângulo de inclinação do tronco e a cinemática do membro inferior (ângulo do quadril, coxa e joelho [$\hat{A}Q$], [$\hat{A}C$] e [$\hat{A}J$]) durante o contato inicial (CoI) nos grupos de corredores iniciantes (CI), corredores intermediários (CIn) e corredores Avançados (CA);

Capítulo 2

Revisão da Literatura

2.1 Componentes e funções do *Core*

O *core* é formado por um sistema de estabilização que é dividido em três subsistemas distintos: subsistema passivo, subsistema ativo muscular e subsistema neural.

O subsistema passivo consiste nos ligamentos da coluna vertebral e as articulações entre as faces articulares das vértebras adjacentes (articulações zigoapofisárias), que sustenta uma carga limitada de cerca de 10 kg. Portanto, o subsistema ativo muscular é necessário para permitir o suporte da própria massa corporal e de cargas adicionais associados com as atividades dinâmicas e exercícios resistidos. Quando considerado de forma independente, o subsistema passivo tem um potencial limitado para estabilizar a coluna vertebral (BEHM et al., 2010).

O subsistema muscular ativo pode ser dividido em dois grupos diferentes de acordo com suas funções específicas de estabilização, ou seja, os estabilizadores locais e globais. O sistema local de estabilização está relacionado com os músculos intrínsecos e profundos da coluna vertebral (multífido, rotadores, interespinais e intertransversários), da parede abdominal (transverso do abdome, fibras inferiores do oblíquo interno do abdome e quadrado lombar) e diafragmas torácico e pélvico, os quais estão associados com estabilidade do segmento da coluna lombar durante os movimentos do corpo como um todo ou quando ajustes posturais são necessários (STEVENS et al., 2007).

Segundo Behm et al. (2010a), os músculos intrínsecos e profundos da coluna vertebral controlam os movimentos intersegmentares entre vértebras adjacentes, enquanto transverso do abdome e diafragmas torácico e pélvico são particularmente importantes para o aumento da pressão intra-abdominal (ou seja, a pressão dentro da cavidade abdominal), o que pode reduzir as forças de compressão entre as vértebras lombares.

De acordo com Willardson (2007), os músculos locais como MU e rotadores possuem alta densidade de fusos neuromusculares, fazendo com que estes músculos funcionem como monitores cinesiográficos que fornecem ao subsistema neural um

feedback proprioceptivo para facilitar a coativação dos músculos globais para atender as necessidades de estabilização.

O sistema global de estabilização se refere aos músculos largos e superficiais ao redor das regiões abdominal e lombar, tais como os músculos RA, OE e grupo eretor da espinha, os quais fornecem uma estabilidade multi-segmentar com maior alcance, e são considerados motores primários durante os movimentos de flexão, extensão ou rotação do tronco (STEVENS et al., 2007).

Os músculos locais, como MU e TA, são responsáveis por gerar estabilização antes do movimento ocorrer, sendo recrutados milésimos de segundos anteriormente aos globais. Enquanto que os globais, como reto do abdome e eretor da espinha, são recrutados após os locais terem gerado a estabilização necessária da coluna para que o movimento ocorra sem dor, sendo responsáveis pelo auxílio na realização das atividades do dia a dia (EVANGELISTA; MACEDO, 2011).

Indivíduos com dor lombar referida possuem "atraso" no padrão de recrutamento das unidades motoras dos músculos locais que geram a estabilização. Sendo assim, os músculos locais são acionados ao mesmo tempo em que os globais (responsáveis pelo movimento). O acionamento simultâneo dos locais e globais provocará a dor, pois ocorrerá o movimento sem estabilização adequada (EVANGELISTA; MACEDO, 2011).

O subsistema neural tem a complexa tarefa de monitorar e ajustar continuamente as forças musculares baseado no *feedback* fornecido pelos fusos neuromusculares, os órgãos tendinosos de Golgi e ligamentos da coluna vertebral. Os requisitos para a estabilidade podem variar instantaneamente, de acordo com os ajustes posturais ou cargas externas aplicadas. O subsistema neural deve trabalhar concomitantemente para garantir estabilidade suficiente mas também para permitir movimentos articulares (WILLARDSON, 2007).

2.2. Conceito de força e resistência

Segundo Knuttgen e Kramer (1987) a força máxima é a quantidade máxima de tensão que um músculo ou grupo muscular, pode gerar em um padrão específico de movimento em uma determinada velocidade, ou seja, é a capacidade que o músculo tem de contrair-se em um determinado movimento específico. Já

Verkhoshanski (2001) define a força como a capacidade de superar a resistência externa à custa de esforços musculares.

A força máxima abrange a capacidade máxima de produção de força dos desportistas, durante uma contração muscular voluntária. O nível de força máxima manifesta-se na magnitude da resistência externa que o desportista vence ou sustenta com uma mobilização total das possibilidades do seu sistema neuromuscular (PLATONOV, 2004). A força muscular é a quantidade de força ou torque que um músculo pode exercer em uma velocidade específica ou determinada, variando em ações musculares diferentes, como contrações isométricas, excêntricas e concêntricas (BROWN, 2008).

Entende-se por resistência, a capacidade para realizar um exercício de maneira eficaz superando a fadiga produzida. O nível de desenvolvimento dessa capacidade está condicionado pelo potencial energético do organismo do desportista pelo grau em que são adaptadas as exigências de cada modalidade específica; pela eficácia da técnica e da tática; pelos recursos psíquicos do desportista, os quais, além de garantir um alto nível de atividade muscular durante os treinamentos e competições, retardam e anulam o processo de desenvolvimento da fadiga (PLATONOV, 2004).

Os termos "estabilidade do *core*" e "força do *core*" são frequentemente utilizados para designar algo em comum, no entanto, são duas coisas bem distintas. O treinamento para estabilidade requer resistência no nível da coluna vertebral e está relacionado com exercícios que não produzem movimentos da coluna vertebral, ou seja, o objetivo é manter a posição neutra (alinhamento natural) da coluna. Estes exercícios de estabilidade objetivam aumentar a resistência do núcleo do corpo, assim como melhorar o controle muscular necessário para realizar cada exercício corretamente (ELLSWORTH, 2012). O treinamento para desenvolver a força do *core* permite movimentos por meio da coluna vertebral numa tentativa de trabalhar os músculos do tronco de um modo isolado, como ao realizar flexões abdominais (ELLSWORTH, 2012).

2.3. Corrida e Cinemática

Desde o início da história do homem, a corrida sempre esteve presente, seja para o simples deslocamento, mas também para a sua própria sobrevivência em tempos

de caça ou fugas, chegando ao consentimento de autores de que o homem foi feito sim para correr, como consequência ou não do movimentar-se (SILVA, 2009).

Partindo da opinião de Silva (2009), correr é um ato natural do ser humano, podendo ser praticado por qualquer tipo de pessoa, desde que não tenha limitação física. O grande precursor das corridas de rua no mundo foi o idealizador das Olimpíadas modernas Barão de Coubertin, que realizou a prova da maratona nas Olimpíadas de 1896, homenageando o herói Feidípides que correu a distância de 40 km, da cidade de Maratona até a cidade de Atenas, na Grécia. Apenas em 1908, nas Olimpíadas de Londres, o percurso passou a ser de 42.195 metros, distância a qual ainda se mantém como oficial para a maratona. De acordo com a AIMS - *Association of International Marathons and Distance Races* (2011), a busca de uma melhoria na qualidade de vida devido às consequências dos hábitos sedentários da vida moderna, juntamente com a popularização das Corridas de Rua em todo o mundo, ocasionou um aumento significativo dos praticantes e de provas dessa modalidade a nível global.

A corrida é uma das atividades físicas de fácil acesso, não sendo necessária a utilização de muitos equipamentos e recursos. A prática de corrida de rua no Brasil tem sido estudada por diferentes autores (JUNIOR, 2014; CASTRO et al., 2013; AZEVEDO, 2013; TARTARUGA, 2008), sendo que as principais razões apontadas são: saúde, socializar-se, ansiedade, lazer, peso, auto estima e indicação médica. Compreender os motivos que levam as pessoas à atividade física e a manterem-se ativos é importante para torná-la atraente ao praticante, tornando possível que o indivíduo possa desfrutar por mais tempo dos benefícios promovidos pela corrida (PALHARES et al., 2012; TRUCCOLO et al., 2008).

Particularmente na área esportiva, a corrida apresenta um padrão de movimento altamente complexo que requer acentuada coordenação de movimento e que apresenta um aumento significativo no número de praticantes (QUEEN et al., 2006). Corredores profissionais e treinadores buscam constantemente a melhora do desempenho (MIDGLEY et al., 2006). Além disso, a modalidade vem crescendo entre praticantes recreativos, que buscam melhoria na qualidade de vida, saúde e também melhora de desempenho na modalidade em questão (WEN et al., 1998).

Nesses dois contextos, a avaliação biomecânica constitui-se de uma importante ferramenta para o entendimento do processo da corrida, proporcionando informações

práticas necessárias para que o treinador e/ou atleta não só melhorem o desempenho, como também evitem futuras lesões acometidas pela modalidade.

Teng et al. (2014) em um estudo da postura do tronco sobre a demanda energética do membro inferior durante a corrida em 40 voluntários (20 homens e 20 mulheres) corredores recreacionais, verificaram uma pequena diferença no ângulo médio flexão do tronco e que resultou em diferenças significativas na energética do quadril e joelho durante a fase de apoio da corrida. Especificamente, os indivíduos que correram com uma postura do tronco mais flexionados apresentaram uma menor absorção de energia nos extensores do joelho e uma maior geração de energia nos extensores de quadril.

Leteneur et al. (2013) analisaram a cinemática em 25 homens saudáveis durante os movimentos do tronco, quadril, joelho e tornozelo. Todos os voluntários foram divididos baseados na inclinação natural do tronco durante o início do caminhar. Os resultados relataram que os indivíduos que andaram com o tronco ligeiramente inclinado exibiram menores momentos de pico dos extensores de joelho e maiores momentos de pico dos extensores do quadril em comparação com pessoas que andavam com uma postura tronco mais ereta.

Portanto, no estudo supracitado é sugerido uma modificação no plano sagital da postura do tronco podendo ser usado como uma alternativa estratégia para reduzir a sobrecarga do joelho durante a corrida.

Alguns autores (LETENEUR et al. 2013; OBERLANDER et al, 2012) tem sugerido que alterar a postura tronco pode afetar o momento de distribuição entre as articulações da extremidade inferior durante as atividades de transporte de peso. O segmento do tronco (definido como a massa do trocanter maior do fêmur até a articulação glenoumeral) constitui aproximadamente 50% da massa do corpo e pequenas alterações na orientação no tronco pode ter uma influência significativa sobre as demandas da mecânica dos membros inferiores (OBERLANDER et al, 2012).

No estudo de Saha et al. (2008), os voluntários (14 adultos, sendo sete homens e sete mulheres) foram convidados a realizarem a marcha em velocidades diferentes e com três ângulos de inclinações diferentes do tronco, onde foram avaliados a cinemática do tronco nas posições descritas. Os resultados demonstraram um aumento da flexão do joelho de acordo com o aumento da inclinação do tronco, o que poderia contribuir para o aumento das dores articulares. Houve também um aumento da flexão do quadril e flexão dorsal do tornozelo, de maneira que houvesse compensação pelo fato do aumento

da inclinação do tronco. Esses mecanismos poderiam ajudar os clínicos à compreenderem melhor a natureza dos mecanismos compensatórios e o impacto dessas compensações sobre a dinâmica da marcha em vários tipos de pessoas.

O joelho é a principal articulação do membro inferior quanto à absorção de impactos durante a corrida. Ele é a região anatômica mais acometida por lesões (TARTARUGA et al., 2008). O ângulo de flexão do joelho dos corredores durante o contato inicial, ficaram mais próximo a 180°, um ângulo raso. E quanto mais próximos desse valor, maiores as forças de reação do solo (LIEBERMAN et al., 2012, RICHARDS et al, 2008, SQUADRONE et al., 2009) que, além de serem prejudiciais aos joelhos, atingem as articulações do quadril e a coluna vertebral. De acordo com os autores, é possível afirmar que quanto mais flexionados os joelhos na hora do impacto, maior será a capacidade de seus músculos flexores absorverem excêntricamente as forças verticais de reação do solo e retorná-las na forma de impulsão.

Para um melhor entendimento da técnica da corrida de meio-fundistas longo (1.500 a 5.000 m) e fundistas (10.000 m), a fase de suporte, também chamada de *footstrike* ou contato inicial (CoI) como o início do instante do contato do pé com o solo, onde o tapete da esteira foi deformado, sendo identificado o primeiro contato (BAETA E MACKENZIE, 1989).

Nilsson et al. (1985) e Tartaruga et al. (2004b) verificando a máxima flexão de joelho no CoI de 13 homens e 9 mulheres corredores de meio-fundo e fundo, verificaram um decréscimo dos valores de máxima flexão de joelho no CoI com o aumento da velocidade. Para os homens, correndo nas velocidades de 14 e 16 km/h, os valores médios, em cada velocidade de corrida, foram de 133,9±7,25 e 130,5±5,31 graus, respectivamente. Para as mulheres, os valores foram de 134,1±5,27 graus e 130,5±2,96 graus.

Em um estudo desenvolvido por Hauswirth et al. (1997), analisando o ângulo do joelho no CoI (*footstrike*) e no contato final (*take-off*) de sete triatletas profissionais durante três situações de corrida submáxima (triathlon, maratona e corrida isolada), não verificaram nenhuma modificação na flexão do joelho no contato final, contrariamente ao CoI, onde verificaram um aumento nos valores de flexão de joelho no CoI na corrida da maratona em comparação as demais situações. Os autores destacam que o aumento do ângulo de flexão do joelho não está relacionado com as alterações de dorso-flexão e flexão plantar que podem ser verificadas no CoI, mas sim ao processo de fadiga

desencadeado durante a corrida de maratona, resultante de uma maior oscilação horizontal do tronco.

Segundo os autores supracitados, a inclinação do corpo na corrida é em função da aceleração - grande aceleração, grande inclinação para frente. A maior parte da avaliação da técnica de corredores consiste em ajustar a inclinação do corpo (BAETA E MAKIENZE, 1989). A posição da mesma deve estar relativamente alinhada com a inclinação do tronco, ou seja, o tronco levemente inclinado para frente ajudaria na postura de corrida, evitando assim possíveis lesões devido às alterações cinemáticas desencadeadas no membro inferior.

Do ponto de vista cinemático, a fase de contato inicial (CoI) reveste-se de grande importância por ser o único ponto em que a força propulsiva é aplicada (HAYES et al., 2012), onde uma maior flexão do joelho parece estar associada a uma melhor economia de corrida (DI MICHELE et al., 2008). De acordo com isso, a cinemática das articulações na fase de *footstrike* ou *CoI* é uma determinante importante da performance da corrida (KYRÖLÄINEN et al., 2001).

2.4. Estudos relacionados à melhora do desempenho esportivo e o *core*

Alguns estudos demonstraram que o fortalecimento da musculatura do tronco parece estar relacionado com a melhora do desempenho esportivo (KIBLER, 2006; MCGILL, 2010). Sob essa perspectiva, a ativação da musculatura do tronco, bem como a melhora da força e resistência e sua relação com a corrida tem sido alvos de estudos nos últimos anos (SAUNDERS 2004; SATO; MOKHA 2009; EWBANK; JENSEN, 2011).

Nos estudos de Tse et al. (2005) foram recrutados 34 voluntários com média de um ano de experiência no Clube Universitário de Remo. Destes, 20 voluntários recebiam o treinamento do *core* especializado (com exercícios de estabilização do tronco, flexão e extensão do tronco) e 14 voluntários não receberam nenhum tipo de treinamento (grupo controle). Além disso, eles realizavam um treinamento de remo de três a cinco vezes por semana. Não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos ou dentro do grupo de treinamento para análise pré e pós o treinamento do *core* para qualquer variável de desempenho. Mesmo não apresentando diferenças significativas, segundo o autor, o programa de treinamento em curto prazo utilizado na pesquisa pode ser

benéfico na melhoria da resistência do *core* e, assim, ser influente na prevenção e redução das dores lombares.

Abt et al. (2007), determinaram a relação entre biomecânica no ciclismo e estabilidade do *core*, portanto, variáveis cinemáticas das articulações do membro inferior e a força aplicada no pedal foram coletadas em 15 ciclistas profissionais durante um protocolo de exaustão na bicicleta, antes e depois da fadiga dos músculos do *core*. Para provocar a fadiga do *core*, os sujeitos realizaram 32 minutos de treinamento em circuito com sete exercícios dinâmicos do *core*, onde cada indivíduo completou quatro séries nos exercícios propostos com a duração de 40 segundos com um descanso de 20 segundos.

Os autores supracitados demonstraram alterações cinemáticas nas articulações do joelho (plano frontal e sagital) e tornozelo (plano sagital) após o protocolo de fadiga do *core*, não encontrando diferenças significativas na força aplicada no pedal. Abt et al. (2007), concluíram que a fadiga do *core* altera a biomecânica no ciclismo aumentando o risco de lesões na articulação do joelho que potencialmente fica exposta a maior tensão após a fadiga do *core*. Portanto, a melhoria da estabilidade e resistência desta região pode ser importante para promover maior alinhamento dos membros inferiores durante atividades prolongadas no ciclismo.

Nesser et al. (2008), encontraram diferenças significativas, mas não fortes relações entre a força do *core* e várias variáveis de desempenho de potência em 29 atletas de futebol masculino universitários. Os testes de estabilidade do *core* utilizados na pesquisa foram os exercícios de prancha lateral, flexão e extensão de tronco. Foi encontrada uma correlação moderada entre a execução de uma repetição máxima (RM) no exercício de agachamento e a pontuação total de estabilidade do *core*. No entanto, os resultados do estudo mostram correlações fracas entre os testes de estabilidade do *core* e o teste de velocidade de 20 e 40 metros e salto vertical. Segundo os autores, essas correlações fracas podem significar que o *core* não desempenha um papel importante no desempenho esportivo.

Sato e Mokha (2009), buscaram determinar se o treinamento de força do *core* influenciaria na eficiência cinética, estabilidade da extremidade inferior e desempenho na corrida de 5000 metros. Participaram do estudo 20 corredores recreacionais e competitivos, sem distinção de gênero. Os voluntários foram randomizados e divididos em um grupo controle e um grupo de treinamento. Foi avaliado a força de reação

vertical e horizontal no solo por meio de uma plataforma de força. O grupo experimental realizou o programa de treinamento do *core* que consistia em cinco exercícios dinâmicos sendo realizados quatro vezes por semana durante seis semanas.

Os resultados mostraram uma correlação moderada a fraca para o grupo que realizou o programa de treinamento do *core*, onde não foi obtido quaisquer aspectos favoráveis ao treinamento do *core* e a melhora do desempenho esportivo.

Nikolenko et al. (2011) investigaram a relação entre dois testes de campo do *core* enfatizando a potência dinâmica e as medidas de desempenho esportivo. Participaram do estudo 20 indivíduos recreacionais ativos e saudáveis com no mínimo seis meses de experiência com treinamento resistido, onde todos foram testados em quatro variáveis de desempenho: corrida de velocidade, salto vertical e 1 RM no agachamento, além dos dois testes de potência do *core*, lançamento de medicine ball frontal e lateral. O estudo concluiu que os testes de potência do *core* não tiveram relação com melhoria do desempenho esportivo nos testes verificados.

Hoshikawa et al. (2013) avaliaram os efeitos do treinamento de estabilização do *core* sobre a performance física de jogadores de futebol com idade entre 12-13 anos. Os voluntários foram divididos em dois grupos, grupo de treinamento (GT) e grupo controle (GC). Durante seis meses, o GT realizou um programa de treinamento de estabilização do *core*, que consistiu em cinco exercícios (prancha com as mãos estendidas, prancha com os cotovelos apoiados, prancha lateral, agachamento modificado unilateral e flexão de braço com apoio) executados quatro vezes por semana, concomitantemente ao treinamento regular de futebol, enquanto o GC realizou apenas o treinamento regular de futebol.

Os autores supracitados concluíram que a implementação de um programa adicional de exercícios de estabilização do *core*, em jogadores de futebol com idade entre 12-13 anos, não aumenta a hipertrofia dos músculos do tronco, todavia, melhora significativamente a força extensora da articulação do quadril e desempenho no salto vertical.

Lacerda et al. (2014), analisaram a eficiência do treinamento do *core* sobre a estabilidade da região lombar-pélvica em 30 adolescentes praticantes de *triathlon*, os quais foram divididos em grupo treinamento ou intervenção (GT) e grupo controle (GC), com 15 atletas cada. O GT foi submetido a um programa de treinamento de estabilização central do *core* durante 20 semanas com frequência de uma vez por

semana. Os resultados apontaram que o programa aplicado não proporcionou melhora no controle neuromuscular e no nível de estabilidade do *core*, situação que pode estar relacionado com a metodologia de treinamento aplicada e o número pequeno de sessões semanais dos exercícios de estabilização.

Materiais e Métodos

3.1 - Sujeitos

A amostra deste estudo foi composta por voluntários dos gêneros masculino e feminino, adultos saudáveis e praticantes de atividade física regular. Especificamente, participaram deste estudo 30 corredores (20 masculinos e 10 femininos), com faixa etária entre 18 e 45 anos, participantes da equipe de corrida de rua da Universidade Federal de Uberlândia (UFU). Todos realizavam o treinamento de corrida, no mínimo duas vezes por semana, e foram divididos em três grupos de corredores de acordo com o tempo obtido em um teste de cinco quilômetros (km).

Todos os participantes da pesquisa foram considerados ativos, de acordo com a classificação do questionário internacional de atividade física (IPA Q versão curta). Além disso, foi utilizado o questionário de prontidão para atividade física (PAR Q), para verificar a real necessidade de avaliação clínica e médica antes do início da atividade física.

Foram excluídos da pesquisa os participantes que alegaram ter utilizado qualquer tipo de suplemento que altere o rendimento como creatina, ser fumante, possuir alguma dor osteo-músculo-esquelética ou articular no qual impeça a realização das avaliações. Além disso, os participantes da pesquisa que não compareceram durante as avaliações também foram excluídos.

Os grupos foram divididos de acordo com o desempenho em teste de 5 km, onde os corredores iniciantes (CI) apresentavam o tempo acima de 25 minutos, corredores intermediários (CIn) entre 20 e 25 minutos e corredores avançados (CA) com o tempo abaixo de 20 minutos, de acordo com a Figura 1.

As características da composição corporal e do treinamento dos participantes da pesquisa estão descritas na Tabela 1. Os mesmos foram informados textual e verbalmente sobre os objetivos e métodos desse estudo, assinando posteriormente um termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice I). O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa parecer 1.748.163 da Universidade Federal de Uberlândia, e um termo de consentimento livre e esclarecido foi assinado por cada um dos

participantes da pesquisa, conforme as normas de realização de pesquisas em seres humanos (resolução nº 466/12 do CNS).

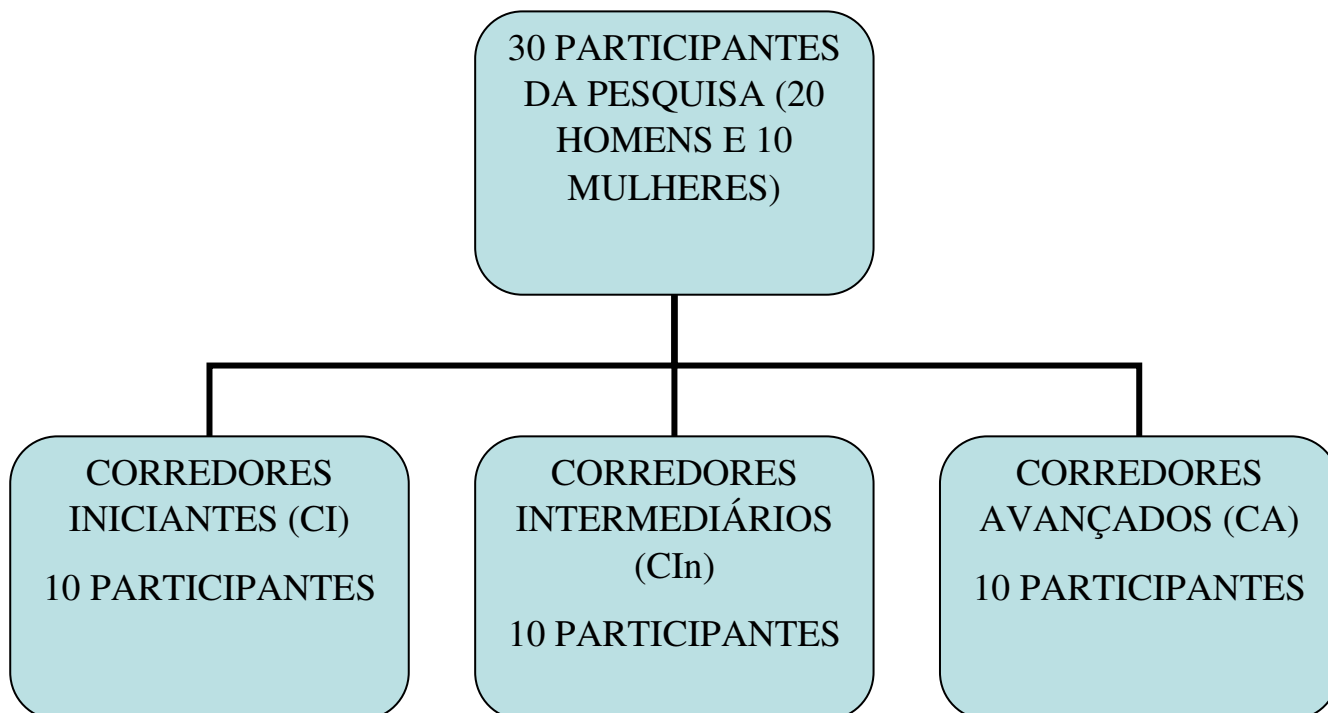


Figura 1. Divisão dos grupos do estudo.

Fonte: Autor

3.2 – Procedimento Experimental

Todos os participantes da pesquisa compareceram ao laboratório de Fisiologia do Desempenho da UFU (LAFIDE) em quatro oportunidades diferentes, com intervalo padronizado de 48 horas. Foram indicados aos participantes da pesquisa que não realizassem quaisquer treinamentos exaustivos no dia anterior as avaliações. Além disso, os testes realizados no laboratório foram mantidos a uma temperatura de 25°C e umidade relativa do ar de 53% controlados de acordo com a norma ISO 8573-1- (Normas Internacionais).

Na primeira visita, os participantes da pesquisa foram submetidos a uma avaliação física para a verificação da altura por meio de um estadiômetro da marca *sanny* e para a análise de composição corporal foi utilizado uma balança de bioimpedância (BIA) da marca *InBody 230* com sistema de eletrodos tetrapolar (8 eletrodos), sendo um dispositivo aceitável para medições da quantidade de gordura e músculo, como também

o registro de medidas percentuais de ambos, sendo analisado segundo a classificação proposta por Barbosa (2006).

O protocolo tratou-se do preparo prévio, objetivando padronizar o estado de hidratação para realização da BIA, e constou dos seguintes itens: estar há pelo menos sete dias depois da última menstruação e sete dias antes da próxima; realizar jejum absoluto nas últimas 12 horas; não realizar exercícios físicos nas últimas 12 horas; não ingerir álcool nas últimas 48 horas; não fazer uso de diuréticos pelo menos sete dias antes; urinar 30 minutos antes da realização do exame. Solicitou-se, ainda, que fossem retirados objetos metálicos como brincos, anéis, relógios e outros, que poderiam interferir na passagem da corrente elétrica.

Além disso, foi aplicado um questionário para avaliar o nível de atividade física (questionário internacional de atividade física / versão curta – IPA Q) e também o PAR Q (questionário de avaliação médica) em cada participante. A partir de então, os participantes foram instruídos a realizarem a familiarização com os testes utilizados na pesquisa.

Na segunda e terceira sessões, os participantes realizaram, respectivamente, os testes para avaliarem a resistência global e a força máxima da musculatura do *core*.

Na quarta e última sessão, os participantes encontravam-se no período de treinamento em semana regenerativa, ou seja, onde o volume de treinamento seria reduzido mantendo a intensidade, sendo realizado um teste incremental na esteira com a análise cinemática do tronco e dos membros inferiores.

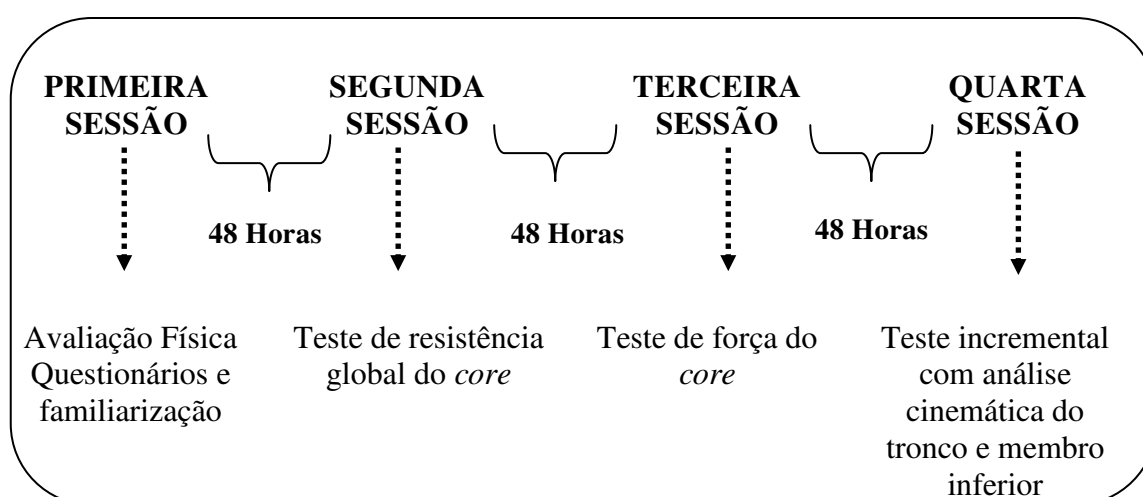


Figura 2: Delineamento dos procedimentos experimentais.

Fonte: Autor

3.3- Determinação resistência global do *core*

O teste de resistência global do *core* foi realizado seguindo as descrições e orientações de Tong et al. (2014). Desta forma, os participantes iniciaram os testes na posição básica da prancha ventral, em decúbito ventral, com os braços e antebraços flexionados a 90°, cotovelos e antebraços apoiados na plataforma. Os cotovelos ficavam verticalmente abaixo dos ombros, com os antebraços e os dedos estendidos para frente, e o pescoço sendo mantido em uma posição neutra de forma que o corpo permanecesse em linha reta da cabeça aos calcanhares.

Em seguida, todos foram orientados a manterem o exercício de prancha ventral em suspensão, apresentando uma boa forma ao longo das fases seguintes sem descanso entre elas: (1) realizar a posição básica de prancha por 60 segundos; (2) levantar o braço direito do chão e segurar por 15 segundos; (3) retornar o braço direito para o chão e levantar o braço esquerdo por 15 segundos; (4) retornar o braço esquerdo para o chão e levantar a perna direita durante 15 segundos; (5) voltar a perna direita no chão e levantar a perna esquerda por 15 segundos; (6) elevar tanto a perna esquerda quanto braço direito do chão e segure por 15 segundos; (7) voltar a perna esquerda e o braço direito do chão e levantar tanto a perna direita e braço esquerdo fora do chão por 15 segundos; (8) voltar para a posição da prancha de base durante 30 segundos; (9) Repetir o passos de (1) a (9) até que a manutenção do exercício de prancha ventral falhe (exaustão).

Cada participante repetiu a postura corporal idêntica no teste de resistência global do *core*. Para isso, no teste de familiarização, foram medidas às distâncias entre os cotovelos esquerdo e direito (epicôndilo medial do osso úmero), pés esquerdo e direito (primeiro metatarso), cotovelo e pé do mesmo antímero, para que fosse repetido este posicionamento no dia da coleta de dados.

Duas cordas elásticas de comprimento 80 centímetros (cm) foram fixados horizontalmente sobre um par de escalas verticais que estavam colocadas ao lado do banco durante o ensaio (Figura 3). As duas cordas foram mantidas a uma distância de 10 cm e ajustadas no mesmo nível do quadril do participante (a crista ilíaca ficou uniformemente entre as duas cordas).

Durante o teste, o pesquisador ficou sentado em uma cadeira, a um metro de distância do banco, e com a altura do assento ajustado em um nível que permitisse a

visualização do deslocamento do quadril do voluntário. Os participantes foram orientados para manterem a posição de prancha ventral durante todo o ensaio com o máximo de esforço possível e, cada vez que o quadril fosse além de qualquer uma das linhas de referência, um aviso seria dado. O teste foi encerrado quando os participantes não conseguiram manter o quadril alinhando entre as linhas horizontais e após receber dois avisos consecutivos. O tempo medido para a exaustão foi usado para revelar a capacidade de resistência global do *core*.

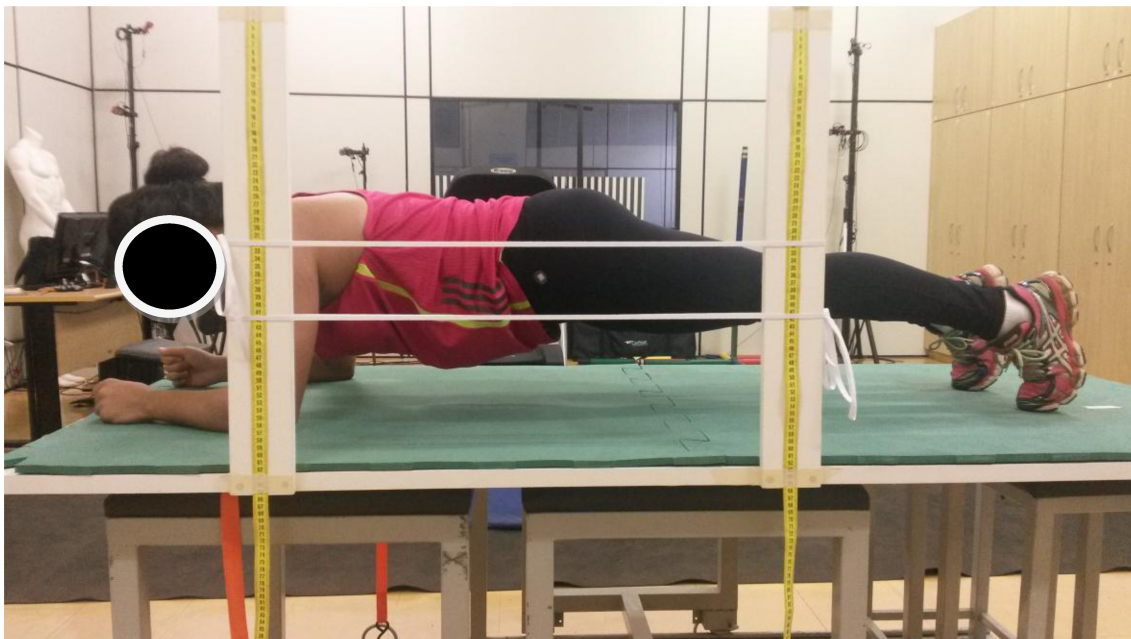


Figura 3. Configuração do teste de resistência global do *core* (do ponto do administrador do teste), com o sujeito na posição básica do exercício de prancha ventral com o quadril alinhando entre as cordas elásticas.

Fonte: Autor

3.4 - Determinação de força do *core*

Um aparelho foi construído para padronizar e avaliar a força isométrica máxima dos músculos do tronco nas posições de flexão e extensão, e para fixar a célula de carga durante os testes, seguindo as descrições de Maeo et. al. (2013). O aparelho apresentava-se com dois apoios, sendo um apoio móvel e um apoio fixo. O apoio móvel funcionaria para adequar a distância do quadril ao tamanho

da pessoa, para que o participante da pesquisa realizasse de acordo com o protocolo utilizado.

A ordem de execução dos testes de flexão e extensão e do tronco foi escolhida de forma aleatória entre os voluntários por meio de um sorteio.

Foi utilizada uma célula de carga da marca *Kratos modelo IK-15* com capacidade máxima de 1000 kgf (Figura 4). Após o aquecimento da musculatura do *core* com três séries do exercício prancha, os participantes realizaram 30 segundos de exercício com 30 segundos de intervalo. Todos os participantes da pesquisa foram estimulados a exercerem a força máxima (aumentando progressivamente a força de acordo com o período de cinco segundos), com duas tentativas, e com um intervalo de três minutos para cada ensaio, excluindo assim a possibilidade da fadiga de acordo com Fleck e Kraemer (2006). Foi feito a média entre os dois valores selecionados no ensaio. Para fixação dos participantes da pesquisa durante a realização do teste de força do *core*, foram utilizados dois prendedores de carga com cinta larga de 2 polegadas e catraca robusta, onde às extremidades encontravam-se presas em hastes ou ganchos alocados no aparelho, de maneira que não houvesse nenhum risco de deslocamento do participante durante a execução do movimento (figura 5).



Figura 4. Célula de carga *Kratos modelo IK-15*

Fonte: Autor



Figura 5. Ações. (a) Flexão do tronco, (b) Extensão do tronco.

Fonte: Autor

Os dois movimentos realizados na pesquisa são descritos abaixo:

3.4.1. Teste de flexão do tronco: Os voluntários ficaram deitados em decúbito dorsal nos assentos almofadados do aparelho, com os joelhos flexionados, pés apoiados no assento e fixados com um cinto e flexão parcial do tronco. Foi utilizado um cinto que cobriu a parte superior do tronco e ficou conectado a uma corrente, a qual estava fixada na célula de carga. Os sujeitos foram mantidos firmemente na posição do teste e foram instruídos na tentativa de realizar uma flexão isométrica máxima do tronco no plano sagital durante cinco segundos (GARCIA-VAQUERO et al., 2012; MCGILL, 2010; MAEO et al., 2013).

3.4.2. Teste de extensão do tronco: Os voluntários ficaram deitados em decúbito ventral nos assentos almofadados do aparelho, com pernas estendidas, quadris e pés fixados no assento por meio de um cinto. Foi utilizado um cinto que cobriu a parte superior do tronco e ficou conectado a uma corrente, a qual estava fixada na célula de

carga. Os sujeitos foram mantidos firmemente na posição do teste e foram instruídos na tentativa de realizar uma extensão isométrica máxima do tronco no plano sagital durante cinco segundos (GARCIA-VAQUERO et al., 2012; MCGILL, 2010; MAEO et al., 2013).

3.4. Teste Incremental submáximo

Os protocolos foram realizados em uma esteira ergométrica profissional motorizada da marca Supertech modelo Mirage 2.0I, com dimensões de dois metros de comprimento e 63 cm de largura. Todos os voluntários foram familiarizados na corrida em esteira com no mínimo 48 horas de antecedência ao protocolo do teste incremental durante seis minutos (LAVCANSKA et al., 2005), divididos em estágios de dois minutos com diferentes velocidades para cada grupo: Corredores iniciantes (6, 7 e 8 km/h); corredores intermediários (8, 9 e 10 km/h); corredores avançados (10, 11 e 12 km/h).

Para o protocolo incremental modificado, os voluntários foram solicitados a não praticarem nenhuma atividade física vigorosa nas últimas 12 horas antecedentes ao teste além de se abster de bebidas energéticas bem como cafeína (PESERICO et al., 2015).

Após um breve aquecimento de cinco minutos, os participantes iniciaram o teste incremental modificado em esteira ergométrica. Algumas alterações foram feitas sobre o protocolo utilizado por Dierks et. al. (2011) para a população. Os participantes iniciaram o teste em diferentes velocidades de acordo com o nível de condicionamento. Os voluntários iniciantes começaram o teste na velocidade de 6 km/h, enquanto os voluntários intermediários iniciaram o teste a 8 km/h e os voluntários avançados iniciaram o teste a 10 km/h. A velocidade foi aumentada com incrementos de 1 km/h a cada dois minutos até atingir a velocidade verificada em 90% da frequência cardíaca máxima (220-idade, segundo a fórmula de Karnoven). A partir de então, os voluntários permaneceram nessa velocidade por seis minutos. O primeiro minuto inicial e o primeiro e o sexto minuto desse estágio foram avaliados por meio das variáveis cinemáticas.

Foram monitoradas as seguintes variáveis, antes, durante e após o teste de esforço: frequência cardíaca, escala de *Borg* e sintomas clínicos. O teste poderia ser interrompido nas seguintes situações:

- Qualquer sintoma ou sinal de dor;
- Grande variação da FC;
- Percepção 17 a 20 na escala de *Borg*;
- Nítida exaustão voluntária.

3.5. Análise cinemática

Para a aquisição das variáveis cinemáticas foi utilizada uma câmera da marca Sony modelo HDR-CX160 posicionada em uma distância 3,5 metros da esteira com o auxílio de um tripé de sustentação. O tripé foi posicionado a uma altura de 1,85m e orientadas para foco na região central do retângulo. A câmera foi configurada para operar em sua velocidade máxima, a uma taxa de 60 quadros por segundos.

A partir do primeiro minuto inicial e do primeiro e sexto minutos a 90% da $FC_{máx}$ foram contados 10 ciclos de passada, onde o décimo primeiro ciclo de passada foi analisado. Para minimizar os erros dos operadores, todos os ensaios foram digitalizados por um único operador. O movimento do lado direito do corpo de cada corredor foi analisado durante um ciclo de passada, utilizando o modelo de quatro pontos, que consistia na cabeça (tragus), quadril (trocânter maior do fêmur), joelho (côndilo femoral) e tornozelo (maléolo lateral da fíbula), onde apenas o ponto tragus não foi demarcado. O marcador articulado utilizado foi da marca *Band-Aid* com formato de quadrado para facilitar a leitura e visualização no software de análise (figura 6).

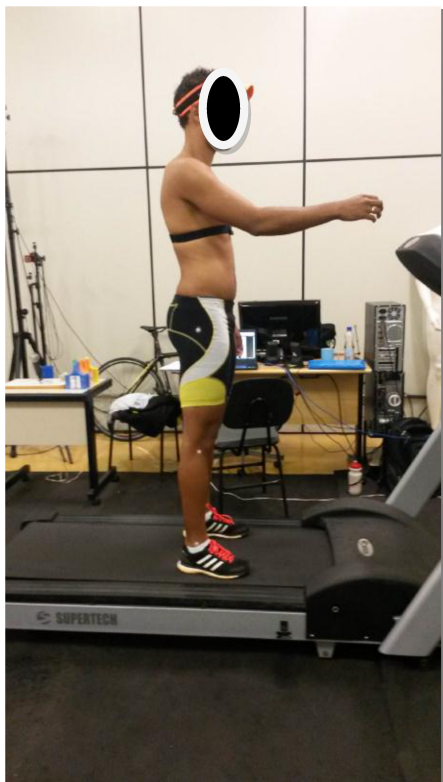


Figura 6: Marcadores articulares no tronco e membro inferior para análise cinemática.

Fonte: Autor

Os dados cinemáticos foram avaliados por meio do software gratuito *Kinovea* (V0.8.24; *Kinovea open source project*, www.kinovea.org) disponibilizado na internet, onde foram analisados a partir do primeiro momento inicial do teste e também do tempo em que o participante da pesquisa atingiu 90% da FC_{máx}. O software KINOVEA, é um editor de vídeos esportivos, o qual conta com diversas ferramentas a fim de melhorar, corrigir e analisar movimentos provenientes de diversas modalidades. É um programa gratuito de fácil manuseio e foi desenvolvido principalmente para treinadores, atletas e médicos do esporte como ferramenta para analisar a fundo movimentos e técnicas do paciente. Sabendo que o esporte, principalmente no alto nível, os detalhes fazem a diferença, ferramentas como essa são de suma importância para o refinamento das técnicas utilizadas. (RICHARDSON, 2013; PEARSON et al., 2013; REIS, 2014; AREDE et al., 2014; MAYKUT et al., 2015; PONTZER et al., 2014; PADULO et al., 2015).

Os ângulos articulares definidos no plano lateral são mostrados na figura 7. Todas as análises foram feitas na fase de apoio também chamada contato inicial (CoI) (LESKINEN et al., 2009).

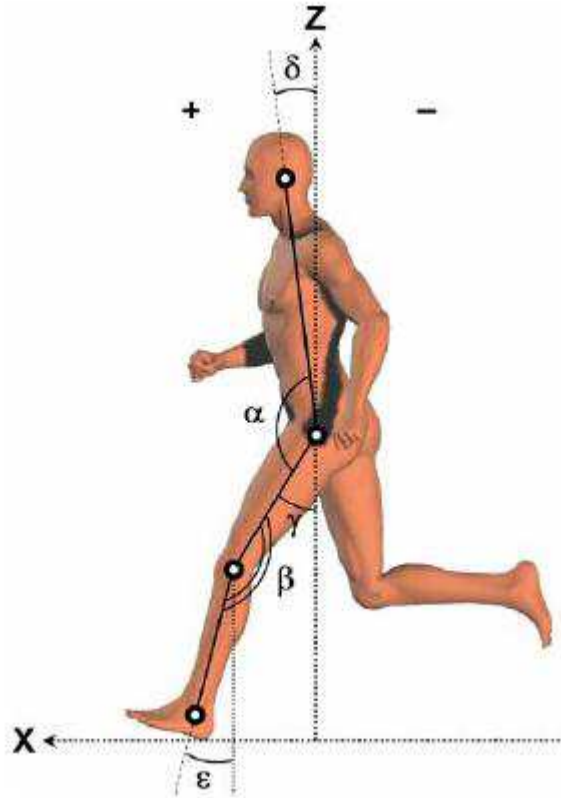


Figura 7 Definição dos ângulos articulares: α - ângulo do quadril, γ - ângulo da coxa, ϵ - ângulo da perna, β - Ângulo do joelho e δ - ângulo de inclinação do tronco (LESKINEN et al., 2009).

Para análise dos vídeos no software *Kinovea*, primeiramente o avaliador utilizou a análise de imagem através do sistema de coordenadas, onde a parte central do sistema foi demarcada na posição do trocânter maior do fêmur (quadril), facilitando assim a análise dos ângulos articulares propostos no estudo (figura 8). A partir de então, foram analisados cada ângulo individualmente e de acordo com seus marcadores.

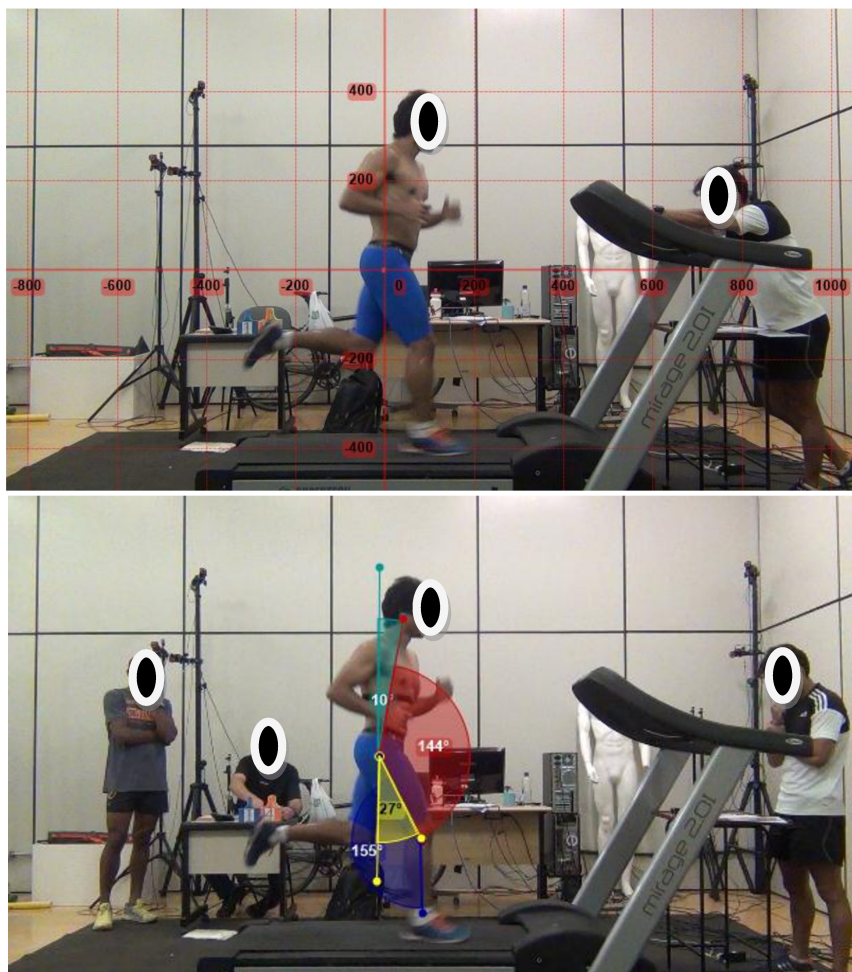


Figura 8 Análise cinemática do tronco e membro inferior no software *Kinovea*.

Fonte: O autor

3.5 Análise estatística

A análise estatística foi realizada utilizando-se o programa computadorizado GraphPad Prism (versão 3.0 – Graphpad Software, Inc). Utilizou-se o teste *Shapiro Wilk* para avaliar a normalidade dos dados e, posteriormente, testes paramétricos foram empregados em todas as análises.

Os valores de força e extensão, expressos em Kgf, foram calculados a partir da média das duas repetições obtidas nos testes de flexão e extensão do tronco. Os valores de coeficiente de correlação intraclassa (ICC) foram calculados para verificar a reprodutibilidade entre as repetições.

Foi utilizado o teste *ANOVA one-way* para comparação das médias dos valores de: (1) força de flexão e extensão entre os grupos CI, CIn e CA; (2) tempo de resistência

global do *core* entre os grupos CI, CIn e CA. Em todas estas análises foi realizado o teste de comparações múltiplas de *Tukey*.

O Teste t de Student para dados pareados foi utilizado para comparação das médias dos valores de força de flexão e extensão dentro de cada grupo (CI, CIn e CA). O Teste t de Student para dados independentes foi utilizado para comparação das médias dos valores de força de flexão, extensão e resistência global do *core* no grupo CI entre os gêneros masculino e feminino. Nos outros grupos (CIn e CA), não foi possível aplicar testes estatísticos específicos, devido ao número pequeno de voluntárias do gênero feminino.

O teste ANOVA de medidas repetidas foi aplicado para comparação das médias dos valores de: (1) ângulo de inclinação (flexão) do tronco durante o 1º minuto inicial, 1º minuto em 90% da FCmáx e 6º minuto em 90% da FCmáx em cada grupo (CI, CIn e CA); (2) ângulo de flexão do quadril, flexão da coxa e extensão do joelho, durante o 1º minuto inicial, 1º minuto em 90% da FCmáx e 6º minuto em 90% da FCmáx em cada grupo (CI, CIn e CA). Em todas estas análises foi realizado o teste de comparações múltiplas de *Tukey*.

Para todas as análises, o nível de significância foi estabelecido em 5% ($p < 0.05$). Todos os resultados são apresentados na forma de média e desvio padrão e o tamanho do efeito (*effect size* / ES) foi calculado utilizando a descrição de *Cohen's* para interpretação (ES = 0.2 pequeno; ES = 0.5 médio e ES = 0.8 grande) (SAETERBAKKEN; FIMLAND, 2013).

Para determinar as mudanças nos valores de inclinação do tronco durante o teste incremental, foi calculado as diferenças entre as médias do 1º minuto inicial e 6º minuto em 90% da FCmáx (KOBLBAUER et al., 2014). As relações entre as medidas de força (flexão e extensão do tronco) e resistência global do *core* com as mudanças nos valores de inclinação do tronco, foram determinadas utilizando o coeficiente de correlação de Pearson. Para interpretação da correlação os coeficientes foram baseados em uma proposta de Munro (2001): 0,26 para 0,49, Fraca; 0,50 to 0,69, Moderada; 0,70 a 0,89, Forte e 0,90 a 1,00, Muito forte.

Capítulo 4

Resultados

A tabela 1 mostra as características gerais dos participantes da pesquisa.

TABELA 1. Valores médios das características gerais dos participantes da pesquisa referentes aos grupos: Corredores Inicantes (CI), Corredores Intermediários (CIn) e Corredores Avançados (CA).

GRUPOS	CI	CIn	CA
Idade (anos)	27.20±8.16	26.50±4.71	28.40±7.10
Massa corporal (kg)	62.50±9.54	64.85±10.51	66.67±7.33
Estatura (m)	1.63±0.07	1.67±0.09	1.75±0.07
Percentual de gordura (%G)	26.90±6.97	17.10±5.69	12.40±4.33
Tempo de treino (meses)	6.30±4.29	18.60±7.72	61.20±17.38
Duração Teste Incremental (min)	15.80±1.75	17.90±1.66	20.90±2.33
escala de <i>borg</i> 6 a 20	15.40±0.51	15.90±0.99	17.40±1.42
Volume de treino (km/semana)	15.10±4.09	30.0±14.33	68.00±24.51
Frequência de treino (vezes/semana)	2.90±0.87	3.20±0.91	4.90±1.10
Performance 5 km* (min)	31.20±3.96	22.30±1.25	17.20±1.81

Fonte: O Autor.

*Valores médios no teste de 5 km avaliados pela equipe de corrida da Universidade Federal de Uberlândia (UFU).

4.1 Força do tronco e resistência global do *core*

Os valores de coeficiente de correlação intraclasse (ICC), foram calculados para verificar a reprodutibilidade entre as duas repetições nos testes de flexão e extensão do tronco, estão demonstrados na tabela 2.

Os valores de ICC demonstram replicabilidade excelente no teste de força de extensão nos três grupos de corredores e no teste de força de flexão nos grupos corredores Intermediários e Avançados. No grupo CI, o teste de flexão teve replicabilidade média a boa, segundo as descrições de Fleiss (1986).

TABELA 2: Coeficiente de correlação intraclasse (ICC) calculado nos testes de flexão e extensão do tronco nos grupos Corredores Inicantes (CI), Corredores Intermediários (CIn) e Corredores Avançados (CA).

TESTES	GRUPOS DE CORREDORES		
	CI	Cin	CA
Flexão	0.749	0.856	0.789
Extensão	0.900	0.926	0.810

Os dados referentes à força de flexão e extensão do tronco estão demonstrados nas figuras 9 e 10. Não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos na variável força de flexão, todavia, em relação a força de extensão, observou-se que os valores médios do grupo CA ($p < 0.05$; $ES = 1.52$) foram significativamente maiores em comparação ao CI.

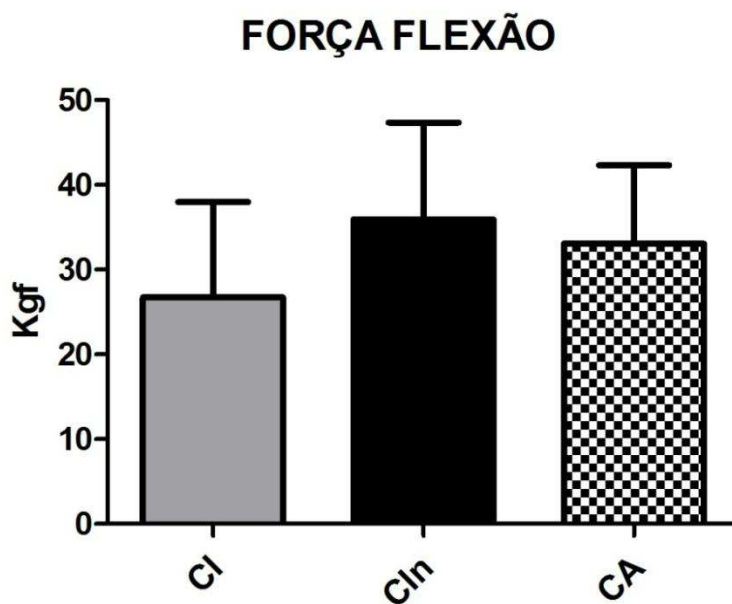


Figura 9: Valores médios e desvio padrão da **força de flexão** do tronco (kgf) nos diferentes grupos: Corredores Inicantes (CI), Corredores Intermediários (CIn) e Corredores Avançados (CA).

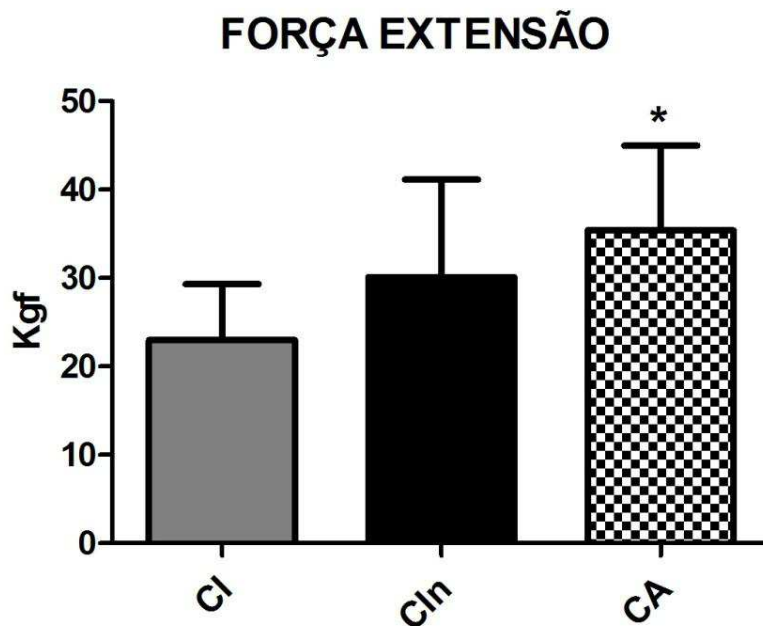


Figura 10: Valores médios e desvio padrão da **força de extensão** do tronco (kgf) nos diferentes grupos: Corredores Inicantes (CI), Corredores Intermediários (CIn) e Corredores Avançados (CA).

* ANOVA one way significativamente maior em comparação a CI.

Comparando os valores médios de força de flexão e extensão do tronco dentro de cada grupo, não foram constatadas diferenças significativas (Figura 11)

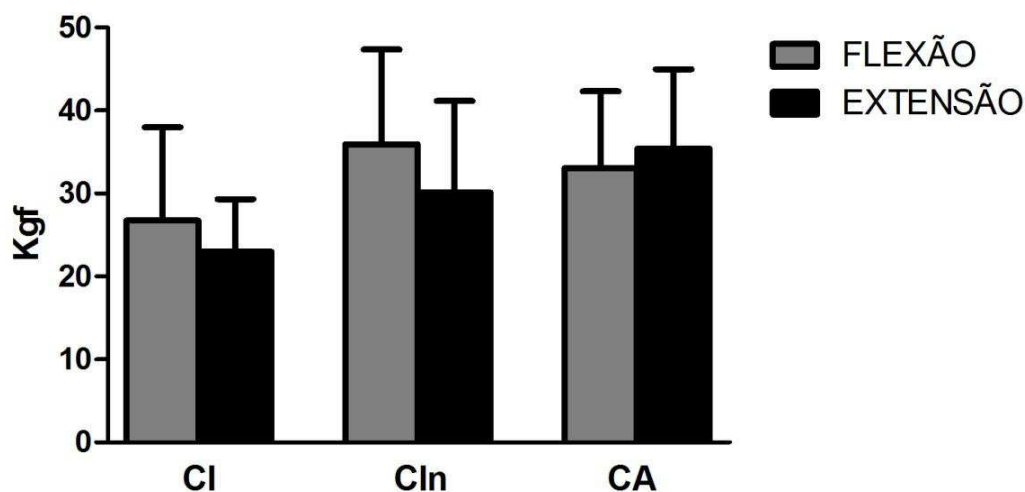


Figura 11: Valores médios e desvio padrão da **força de flexão e extensão do tronco** (kgf) nos grupos Corredores Inicantes (CI), Corredores Intermediários (CIn) e Corredores Avançados (CA).

Os dados referentes ao tempo de execução no teste de resistência global do *core* estão demonstrados na tabela 3. O grupo CIn e CA exibiram valores significativamente maiores em comparação ao grupo CI ($p < 0.05$, $ES = 1.32$; $p < 0.01$, $ES = 1.47$, respectivamente).

TABELA 3: Valores médios e desvio padrão do **tempo de execução**, expressos em segundos, no **teste de resistência global do core** nos grupos Corredores Inicantes (CI), Corredores Intermediários (CIn) e Corredores Avançados (CA).

RESISTÊNCIA GLOBAL DO CORE		
CI	CIn	CA
91.80 ± 39.91	161.80 ± 62.89*	181.70 ± 76.21*

**t student*, Significativamente maior em comparação a CI.

Em relação aos gêneros, não foram observadas diferenças significativas ($p>0.05$) entre homens e mulheres nas variáveis força de flexão, extensão e resistência global do *core* no grupo CI.

4.2 Cinemática do tronco

Os dados referentes aos ângulos de inclinação (flexão) do tronco nos diferentes grupos de corredores estão exibidos na figura 12. No grupo CI, foi observado que os valores médios foram significativamente maiores no 6º minuto em 90% da frequência cardíaca máxima (FCmáx) em comparação ao 1º minuto inicial ($p<0.05$, ES=0.72).

Nos grupos de CIn e CA, não foram observadas diferenças significativas ($p>0.05$) nos valores médios de inclinação do tronco durante o 1º minuto inicial, 1º e 6º minuto em 90% da FCmáx.

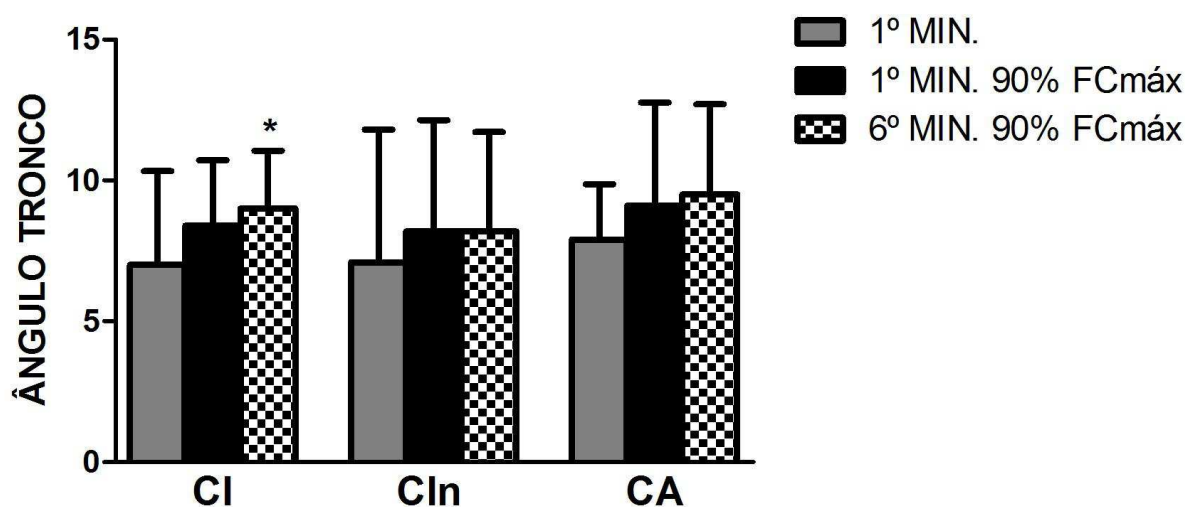


Figura 12: Valores médios e desvio padrão dos ângulos de inclinação do tronco no grupos de Corredores Iniciais (CI), Intermediários (CIn) e Avançados (CA) durante o primeiro minuto inicial (1º MIN.), primeiro minuto em 90% da frequência cardíaca máxima (1º MIN. 90% FCmáx) e sexto minuto em 90% da frequência cardíaca máxima (6º MIN. 90% FCmáx).

*ANOVA, Significativamente maior em comparação ao 1º MIN.

4.3 Cinemática do membro inferior

Os dados referentes à cinemática do membro inferior, no grupo de CI, estão demonstrados na figura 13. Os valores do ângulo de flexão do quadril (\hat{A} quadril) no 1º minuto inicial foram significativamente maiores em comparação ao \hat{A} quadril no 1º e 6º minuto em 90% da FCmáx ($p < 0.01$, ES=1.09; $p < 0.05$, ES=1.11, respectivamente).

Os valores do ângulo de flexão da coxa (\hat{A} coxa) no 1º e 6º minuto em 90% da FCmáx foram significativamente maiores em comparação ao 1º minuto inicial ($p < 0.01$, ES=1.13; $p < 0.05$, ES=0.98, respectivamente). Em relação ao ângulo de extensão do joelho (\hat{A} joelho), não foram demonstradas diferenças significativas ($p > 0.05$) nos valores entre os diferentes minutos.

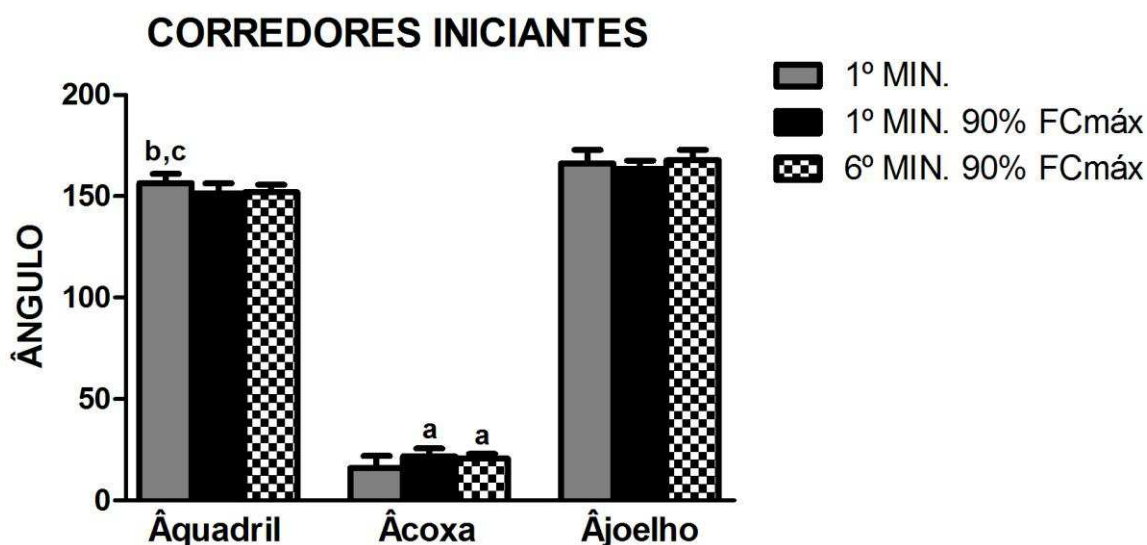


Figura 13: Valores médios e desvio padrão dos ângulos do quadril (\hat{A} quadril), coxa (\hat{A} coxa) e joelho (\hat{A} joelho) no grupo Corredores Iniciantes durante o primeiro minuto inicial (1º MIN.), primeiro minuto em 90% da frequência cardíaca máxima (1º MIN. 90% FCmáx) e sexto minuto em 90% da frequência cardíaca máxima (6º MIN. 90% FCmáx).

^a ANOVA, Significativamente maior em comparação ao 1º MIN.;

^b ANOVA, Significativamente maior em comparação ao 1º MIN. 90%

FCmáx;

^c ANOVA, Significativamente maior em comparação ao 6º MIN. 90%

FCmáx.

No grupo de CIn (figura 14), não houve diferenças significativas ($p>0.05$) nos valores de Âquadril e Âjoelho nos diferentes minutos analisados, durante o teste incremental.

Os valores do Âcoxa no 1º minuto em 90% da FCmáx foram significativamente maiores em comparação ao 1º minuto inicial ($p<0.05$, ES=1.14)

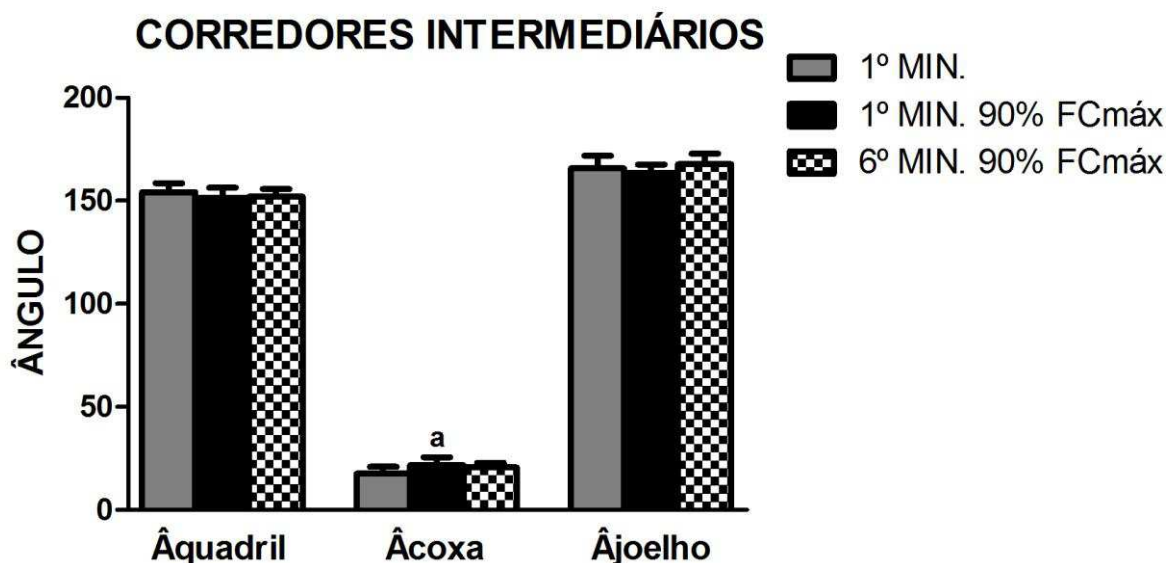


Figura 14: Valores médios e desvio padrão dos ângulos do quadril (Âquadril), coxa (Âcoxa) e joelho (Âjoelho) no grupo Corredores Intermediários durante o primeiro minuto inicial (1º MIN.), primeiro minuto em 90% da frequência cardíaca máxima (1º MIN. 90% FCmáx) e sexto minuto em 90% da frequência cardíaca máxima (6º MIN. 90% FCmáx).

^a ANOVA, Significativamente maior em comparação ao 1º MIN.

Em relação ao grupo de CA, não houve diferenças significativas ($p>0.05$) nos valores de Âquadril entre os diferentes minutos (figura 15).

Os valores do Âcoxa no 1º minuto em 90% da FCmáx foram significativamente maiores em comparação ao 1º minuto inicial ($p<0.05$, ES=0.85), enquanto que os valores do Âjoelho no 6º minuto em 90% da FCmáx foram significativamente maiores em relação ao 1º minuto inicial ($p<0.01$, ES=1.14).

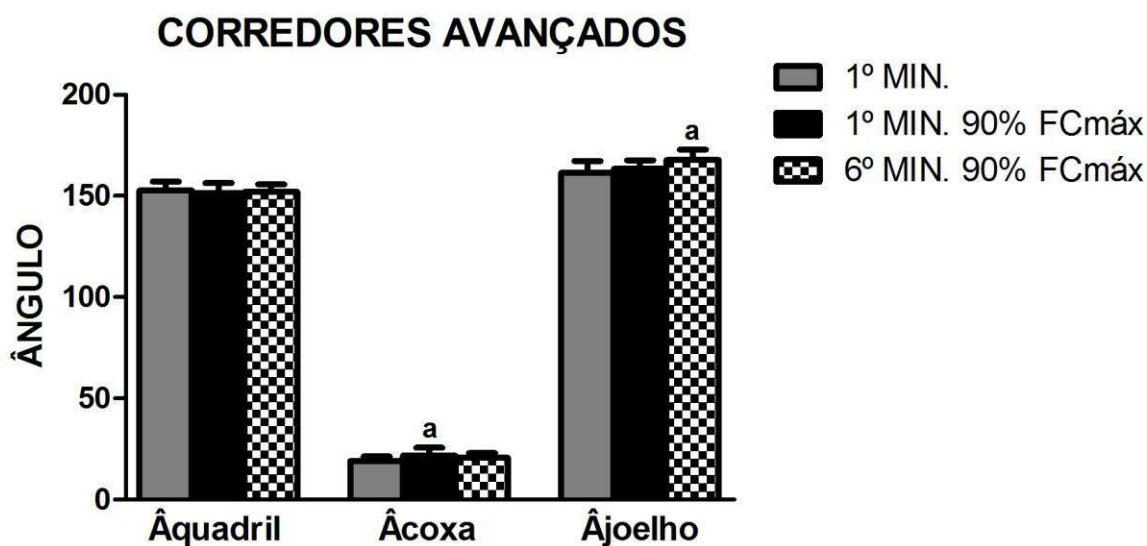


Figura 15: Valores médios e desvio padrão dos ângulos do quadril (Âquadril), coxa (Âcoxa) e joelho (Âjoelho) no grupo Corredores Avançados durante o primeiro minuto inicial (1° MIN.), primeiro minuto em 90% da frequência cardíaca máxima (1° MIN. 90% FCmáx) e sexto minuto em 90% da frequência cardíaca máxima (6° MIN. 90% FCmáx).

^a ANOVA, Significativamente maior em comparação ao 1° MIN.

A tabela 4 estão apresentados os valores médios de inclinação do tronco, registrados nos três grupos de corredores durante o 1° minuto inicial e 6° minuto em 90% da FCmáx, com suas respectivas diferenças.

TABELA 4: Valores médios e desvio padrão dos ângulos de inclinação do tronco durante o primeiro minuto inicial (1° MIN.) e sexto minuto em 90% da frequência cardíaca máxima (6° MIN. 90% FCmáx). As diferenças entre o 1° MIN. e 6° MIN. 90% FCmáx foram calculadas para verificar as mudanças na inclinação do tronco durante o teste incremental.

GRUPOS	1° MIN.	6° MIN. 90% FCmáx	Diferenças (IC 95%)
CI	7.0 (3.3)	9.0 (2.1)	2.0 (0.1 a 3.8)
Cin	7.1 (4.7)	8.2 (3.5)	1.1 (-1.6 a 3.8)
CA	7.9 (2.0)	9.5 (3.2)	1.6 (-0.1 a 3.3)

As correlações entre as variáveis força (flexão e extensão do tronco) e resistência global do *core* com as alterações na inclinação do tronco, registrados no início e final do teste incremental, foram determinadas utilizando o coeficiente de correlação de Pearson (Tabela 5).

TABELA 5: Valores de coeficiente de correlação calculados para verificar a relação existente entre as alterações na inclinação do tronco, durante o início e final do teste incremental, com as medidas de força do tronco (flexão e extensão) e resistência global do *core*. (CI) Corredores Iniciantes, (CIn) Corredores Intermediários (CIn) e Corredores Avançados (CA).

GRUPOS	FLEXÃO		EXTENSÃO		RESISTÊNCIA	
	CI	r = - 0.38	p = 0.27	r = 0.01	p = 0.96	r = - 0.06
Cin	r = 0.56	p = 0.08	r = 0.10	p = 0.78	r = 0.20	p = 0.57
CA	r = 0.37	p = 0.28	r = - 0.13	p = 0.71	r = 0.82	p = 0.01

No grupo CI, observa-se uma correlação negativa fraca com a variável de força de flexão do tronco e uma ausência de correlação com as variáveis de força de extensão e resistência global do *core*.

No grupo CIn, observa-se uma correlação positiva moderada com a variável de força de flexão do tronco e uma ausência de correlação com as variáveis de força de extensão e resistência global do *core*.

No grupo CA, observa-se uma correlação positiva fraca com a variável de força de flexão do tronco, uma ausência de correlação com a variável de força de extensão do tronco e uma correlação positiva forte com a variável de resistência global do *core*.

Capítulo 5

Discussão

A discussão do estudo será apresentada de acordo com a ordem em que foram expostos os resultados. Assim, primeiramente serão discutidos os resultados da análise da força do tronco e resistência global do *core*, posteriormente a análise da cinemática do tronco e, por fim, será discutido a análise cinemática do membro inferior.

5.1 Força do tronco e resistência global do *core*

O presente estudo teve como objetivo analisar as alterações cinemáticas do tronco e membro inferior durante um teste incremental de corrida e a possível correlação existente com as medidas de força e resistência do *core*, em corredores com diferentes níveis de condicionamento físico. Os resultados do estudo, mostraram que a força de extensão do tronco apresentou-se maior no grupo de CA em comparação com o grupo de CI e não foi encontrado diferenças significativas na força de flexão do tronco entre os três grupos analisados.

Alguns estudos relacionaram a força do tronco com o desempenho esportivo, acreditando que o fortalecimento da musculatura do tronco aumentaria à atividade muscular e, proporcionaria a melhora do desempenho atlético (NESSER et al., 2008; SATO E MOKHA, 2009; OKADA et al., 2011; GRANACHER et al., 2014). Porém, os estudos não mostraram testes de força máxima de flexão e extensão do tronco, utilizando em sua maioria, testes de potência e resistência do *core*.

De acordo com nosso estudo, os CA por apresentarem uma musculatura do *core* mais fortalecida e uma técnica de corrida mais correta, apresentou um resultado importante em relação aos outros grupos analisados, sendo que a força de extensão do tronco foi determinante para isso.

Em relação à resistência do *core*, podemos definir resistência como a habilidade muscular de manter um trabalho por um tempo prolongado retardando e anulando o processo de desenvolvimento da fadiga (PLATONOV, 2004). Portanto, como os corredores avaliados no presente estudo são de longa distância, as diferenças

apresentadas nos resultados, onde os CA apresentaram diferença significativa em relação aos CIn e CI, podem ser explicadas por meio de uma adaptação fisiológica necessária para manter a estabilidade do tronco, um controle neuromuscular mais preciso e o sistema funcional de cadeia cinética durante à corrida.

Alguns estudos verificados na literatura, apresentam testes de resistência do *core* estáticos, considerados testes importantes para medir a capacidade de resistência do atleta e correlacionar com o desempenho esportivo, ou seja, os atletas com fraqueza na musculatura do *core* poderiam apresentar um menor desempenho na modalidade em questão, aumentando assim os riscos de lesão (McGILL, 2002; ABT et al., 2007; NIKOLENKO et al., 2011; KOBLBLAUER et al., 2014).

Porém, como à corrida é um esporte dinâmico e que apresenta características cinemáticas importantes, não só dos movimentos dos membros inferiores como também dos membros superiores, medidas de resistências dinâmicas do *core* foram apresentadas para aplicar o desempenho funcional da modalidade em questão.

De acordo com Tong et al. (2014), a utilização do teste de resistência global do *core* foi importante para determinar à fadiga do *core* verificada a partir do treinamento do *core* e avaliada após a realização de um teste intenso de corrida em esteira, mostrando assim, a relevância apresentada a partir deste teste em nossos estudos.

5.2 Cinemática do tronco

Na presente pesquisa foi registrado que no grupo corredores iniciantes (CI) ocorreram alterações significativas nos valores de inclinação do tronco entre o início e o final do teste incremental, corroborando com os achados de Koblblauer et al. (2014) e confirmando nossa hipótese inicial.

Koblblauer et. al. (2014) investigaram a cinemática do tronco por meio de protocolo que simulou uma corrida submáxima e foi constatado que a fadiga da musculatura do tronco pode resultar diretamente na diminuição da capacidade de manter a posição vertical durante a corrida. O aumento da flexão do tronco, portanto, tem sido sugerido como um mecanismo de fadiga da musculatura eretora (lombar) determinada possivelmente pela falta de fortalecimento dessa musculatura.

Hart et al. (2009) demonstraram que a fadiga dos músculos paravertebrais lombares, causada por exercícios isolados de extensão do tronco, provocou aumento na flexão e

inclinação do tronco durante a corrida em 25 sujeitos saudáveis. Desta forma, acreditava-se que no final do teste incremental de corrida ocorreria alterações significativas na inclinação do tronco, em todos os grupos analisados, e essas seriam mais pronunciadas em corredores com menor resistência do *core*.

Para verificar isso, foi realizado uma análise da correlação entre as medidas de resistência global do *core* e força do tronco com as alterações no ângulo de inclinação do tronco nos grupos avaliados. Foi observado que, em sua maioria, as correlações apresentaram-se positivas fracas ou ausência de correlação, porém, nos CA foi demonstrado correlação positiva forte com a variável de resistência global do *core*, não confirmando nossas hipóteses.

Isso significa dizer que, quanto maior a resistência dos CA maior será o ângulo de inclinação do tronco, similar aos resultados de Koblblauer et al. (2014), onde também foi verificado uma correlação positiva, porém moderada, da medida de resistência do *core* com o ângulo de inclinação do tronco em corredores iniciantes.

Entretanto, esses resultados não confirmaram nossas hipóteses, no qual acreditava-se que seria observado uma correlação negativa forte, ou seja, quanto maior a resistência do *core* e força, menor seria as alterações no ângulo de inclinação do tronco, minimizando os riscos de lesão devido as alterações cinemáticas.

Todavia, deve-se ressaltar que, mesmo não encontrando correlações negativas fortes, observa-se que o grupo de CI, que teve menor capacidade de resistência global em relação aos outros grupos, foi o único que teve um aumento significativo na inclinação do tronco no final do teste incremental, situação que demonstra a importância dessa capacidade física para manutenção da a posição vertical do tronco durante a corrida.

Segundo Coventry et al., (2006), o *core* com menor resistência pode permitir maiores mudanças no ângulo de flexão do tronco fazendo com que a musculatura do tronco menos fortalecida apresente maiores alterações cinemáticas, maximizando os riscos de lesões.

Essa ausência de correlação negativa entre o ângulo de inclinação do tronco e as medidas de força e resistência do *core* nos grupos analisados, pode ser explicado devido a utilização de análise de vídeo em 2D, bem como a utilização de um protocolo incremental submáximo.

Estudos anteriores utilizaram a análise de vídeo em 3D, permitindo mensurar de forma mais precisa às alterações nas angulações específicas do tronco, fazendo com que pequenas alterações biomecânicas sejam detectadas em cada segmento analisado, tornando a análise em 2D uma limitação do estudo (KOBBLBLAUER et al., 2014; SANTOS, 2014; CASTRO et al., 2013;; SANTOS, 2011)

Em relação ao teste incremental, o presente estudo seguiu o protocolo de Koblblauer et al. (2014) porém, com algumas alterações, onde pode ser verificado que apenas os CA finalizaram o teste com valores médios de 17 na escala de *Borg*, ou seja, próximos da exaustão. Isso pode ter contribuído para algumas limitações apresentadas na análise da cinemática do tronco durante o teste avaliado.

Em consequência disso, são necessários mais estudos que possam avaliar de forma abrangente a cinemática do tronco e protocolos ou testes de corrida em esteira que aproximem com a realidade encontrada pelos corredores de rua.

5.3 Cinemática do membro inferior

No presente estudo, nota-se na cinemática do membro inferior que houve um aumento significativo no $\hat{\text{A}}\text{coxa}$ de todos os grupos analisados. Esses resultados podem ser apresentados devido ao aumento da velocidade final do teste incremental em comparação com a velocidade inicial, onde os participantes da pesquisa necessariamente aumentaram o seu comprimento de passada, aumentando assim o $\hat{\text{A}}\text{coxa}$, não encontrando de acordo com os achados de Farley e Gonzales (1996), Mercer et al. (2003), Stergiou et al. (2003) e Heiderscheit et al (2011), Lieberman et al. (2015), onde é verificado uma diminuição do comprimento da passada e aumento da frequência evitando assim um maior risco de lesões devido ao maior contato com o solo.

Outro resultado verificado foram que, apenas nos CI, os valores médios do $\hat{\text{A}}\text{quadril}$ no minuto inicial apresentaram maiores que nos minutos finais. Isso pode ter acontecido pela dificuldade dos participantes em manterem a postura durante a corrida com uma velocidade superior à velocidade inicial. Pode ter acontecido também, em conformidade com a tabela 1, que os CI não finalizaram o teste incremental em exaustão devido ao protocolo utilizado no estudo, no qual podem ter utilizado essa diminuição para tentarem compensar o aumento da velocidade durante o teste, ou seja, aumentando a

frequência de passada e diminuindo o comprimento (HEIDERSCHEIT et al., 2011; LIEBERMAN et al., 2015).

Em relação aos CA os resultados apresentaram que os valores médios do Âjoelho foram significativamente maiores no 6° MIN a 90% FC_{máx} em comparação com o 1° MIN inicial. Esses dados estão de acordo com MIZRAHI et al. (2000), onde corredores com aumento do Âjoelho no contato inicial poderiam apresentar um maior risco de lesão utilizando uma maior demanda metabólica para uma mesma intensidade, oferecendo assim, uma menor estabilidade no momento de contato com o solo.

Foi verificado também que, o Âjoelho nos CI e CIn não apresentaram diferenças significativas. Isso pode ser explicado devido a análise de vídeo em 2D e também o protocolo utilizado para o teste incremental, onde foi descrito também na cinemática do tronco.

Alguns achados verificaram que o ângulo de flexão e extensão do joelho tem sido tradicionalmente utilizados para caracterizar o contato durante a corrida onde um pequeno aumento da flexão do joelho resultaria em uma significativa redução do estresse na articulação patofemoral, sendo uma estratégia importante para corredores que apresentam essas dores (TENG E POWERS, 2015; LIEBERMAN et al., 2015; TENG et al. 2012; TARTARUGA, 2003). Nossos resultados não encontram-se de acordo com os achados, mostrando a importância de outros estudos sobre essa temática.

Nesse contexto existem estudos sobre a influência da postura do tronco na biomecânica dos membros inferiores (LETENEUR et al. 2013; OBERLANDER et al., 2012; TENG et al., 2012).

Saunders et al. (2004) indicaram que um aumento da velocidade de corrida maximizaria os movimentos do tronco sendo acompanhado de uma maior atividade EMG para controle dos movimentos lombo-pélvicos. Isso seria importante, pois um tronco mais forte poderia apresentar menores alterações cinemáticas do membro inferior, o que não foi verificado no presente estudo pois não utilizamos a análise EMG.

Ainda não existem muitos estudos sobre a análise cinemática no teste incremental de corrida e sua relação com a força e resistência do *core*. Sendo assim, encoraja-se a realização de estudos futuros em vista de compreender melhor essas relações.

Com bases nessas constatações as medidas de força máxima e resistência global do *core* podem estar relacionadas às mudanças cinemática durante a aplicação de um teste

incremental submáximo. Isso pode apoiar o treinamento de força e resistência do *core* para corredores.

O aumento no ângulo de inclinação do tronco durante o teste incremental submáximo pode afetar a carga e, em consequência, o desempenho. Esse dado é importante, pois o profissional que prescrever o treinamento, deverá quantificar a carga utilizada nos exercícios e também relacionar com a análise cinemática do tronco, evitando assim possíveis lesões e aumentando o desempenho.

A cinemática do membro inferior também é um importante método para ser avaliado pelo profissional de Educação Física, responsável por aplicar o treinamento de acordo com as constatações verificadas, visto que qualquer diferença entre os ângulos articulares analisados poderia trazer algum tipo de prejuízo ao corredor.

Capítulo 6

Conclusão

Conclui-se que durante o teste incremental submáximo de corrida em esteira, ocorreram alterações cinemáticas no tronco e membro inferior dos CI, CIn e CA, especificamente, os CI apresentaram um aumento significativo na inclinação do tronco no final do teste incremental.

Em relação ao membro inferior, destaca-se o aumento do Âjoelho apenas nos CA, o que poderia ser concluído que os CA apresentaram uma maior predisposição de apresentar alguma lesão na articulação do joelho.

Medidas de força e resistência do *core* exibiram correlações inesperadas com às mudanças cinemáticas do ângulo de inclinação do tronco e exigem uma investigação mais aprofundada para determinar a significância dessas relações.

Referências Bibliográficas

American College of Sports Medicine. Health-related physical fitness testing and interpretation, In: ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription. 8th ed. Philadelphia, PA, Lippincott Williams & Wilkins, 2009.

ABT, J. P.; SMOLIGA, J. M.; BRICK, M. J.; JOLLY, J. T.; LEPHART, S. M.; FU, F. H. Relationship between cycling mechanics and *core* stability. **Journal of Strength Conditional Research**, 21, 1300-1304, 2007.

AREDES, J. .; SANTOS, R. .; SARMENTO, H. Relação entre variáveis cinemáticas e economia de corrida em alunos universitários. 2014.

AZEVEDO, D. C. Biomecânica da corrida: Considerações acerca das adaptações dinâmicas e eletromiográficas desencadeadas pelo pé descalço e pelo uso de calçado minimalista. USP (DISSERTAÇÃO) 2013.

BAETA, A., MACKENZIE, J. Middle and Long Distance Training. In: GAMBETTA, V. (Ed). Track and Field Coaching. T.A.C. USA, 1989.

BARBOSA, K. B. F. Consumo alimentar e marcadores de risco para a síndrome metabólica em adolescentes do sexo feminino: comparação entre instrumentos de inquérito dietético [dissertação]. Viçosa, MG: Universidade Federal de Viçosa; 2006.

BARROS, B. Pesquisa aponta que 45,9% dos brasileiros não praticam esporte ou atividade física. Ascom- Ministério do Esporte. Disponível em: <http://www.esporte.gov.br/index.php/noticias/24-lista-noticias/51170-pesquisa-aponta-que-49-5-dos-brasileiros-nao-praticam-esporte-ou-atividade-fisica%3E/> acesso em 14 de set de 2016.

BEHM, D. G.; DRINKWATER, E. J.; WILLARDSON, J. M.; COWLEY, P. M. The use of instability to train the *core* musculature. **Apply Physiology Nutrition Metabolism**, 35, 91-108, 2010.

BILLAT V., SIRVENT P., LEPRETRE P.-M., KORALSZTEIN J. P., Training effect on performance, substrate balance and blood lactate concentration at maximal lactate steady state in máster endurance-runners. **Europe of Journal Physiology**, 2004.

BORG, G. A. Psychophysical bases of perceived exertion. **Medicine and science in sports and exercise**, 1982.

BRUMITT, J.; MATHESON, J. W.; MEIRA, E. P. *Core* stabilization exercise prescription, part I: current concepts in assessment and intervention. **Sports health**, v. 5, n. 6, p. 504–9, 2013.

BROWN, L. E. Treinamento de força/National Strength and Conditioning Association. São Paulo: **Manole**, 2008.

CASTRO, A. LAROCHE, D. P.; FRAGA, C. H W.; GONÇALVES, M. Relationship between running intensity, muscle activation, and stride kinematics during an incremental protocol. **Science and Sports**, v. 28, n. 4, 2013.

- COVENTRY, E.; O'CONNOR, K. M.; HART, B. A. The effect of lower extremity fatigue on shock attenuation during single-leg landing. **Clinical Biomechanics**. 21(10):1090–1097.27, 2006.
- DERRICK, T. R.; DEREU, D.; MCLEAN, S. P. Impacts and kinematic adjustments during an exhaustiv run. **Medicine, Science, Sports and Exercise**. 34(6):998-1002, 2002.
- DIERKS, T. A.; DAVIS, I. S.; HAMILL, J. The effects of running in an exerted state on lower extremity kinematics and joint timing. **Journal of Biomechanics**, v. 43, n. 15, p. 2993–2998, 2011.
- DI MICHELE, R. Relationships between running economy and mechanics in middle distance runners (Tesi di dottorato). Università di Bologna, Bologna, 2008.
- ELLSWORTH, A. Treinamento do *core*: Anatomia ilustrada – guia completo para o fortalecimento do *core*. Barueri: **Manole**, 2012.
- ESERICO, C. S.; ZAGATTO, A. M.; MACHADO, F. A. Reproducibility of heart rate and rating of perceived exertion values obtained from different incremental treadmill tests. **Science and Sports**, v. 30, n. 2, p. 82–88, 2015.
- EVANGELISTA, A. L.; MACEDO, J. Treinamento funcional e *core* training: exercícios práticos aplicados. São Paulo: Phorte, 2011.
- EWBANK, PT.; JENSEN, R. L. Change in trunk muscle activity during incline treadmill running. **Journal of Sports Science and Medicine**.v. 11, n. 2, p. 487-490, 2011.
- FARLEY, C. T. and GONZÁLEZ, O. Leg stiffness and stride frequency in human running. **Journal of Biomechanic**. 29, 181-186. 1996.
- FLECK S J, KRAEMER WJ. Fundamentos do treinamento de força muscular. 2 ed. Porto Alegre: Artmed; 2006.
- FLEISS, J. L.: The Design and Analysis of Clinical Experiments. Wiley, New York – Chichester – Brislane – Toronto – Singapore, 432 S, 1986.
- GARCÍA-VAQUERO; M.P., MORESIDE, J. M.; BRONTONS-GIL, E. PECO-GONZÁLEZ,N. VERA-GARCIA, F. J. Trunk muscle activation during stabilization exercises with single and double leg support. **Journal of electromyography and kinesiology**. v. 22, p. 398-406, 2012.
- GRANACHER, U.; SCHELLBACK, J.; KLEIN, K.; PRIESK, O.; BAYENS, J-P.; MUEHLBAUER, T. Effects of *core* strength training using stable versus unstable surfaces on physical fitness in adolescents: a randomized controlled trial. **BMC sports science, medicine and rehabilitation**, v. 6, n. 1, p. 40, 2014.
- HART, J. M.; KERRIGAN, D. C.; FRITZ, J. M.; INGERSSOLL, C. D. Jogging kinematics after lumbar paraspinal muscle fatigue. **Journal of Athletic Training**, v. 44, n. 5, p. 475–481, 2009.
- HAUSSWIRTH, C., A. X. BIGARD E C. Y. GUEZENNEC. Relationship between running mechanics and energy cost of running at the end of a triathlon and marathon. **Internacional Journal of Sports Medicine**, v. 18, n. 5, Jul, p. 330—9. 1997.

HAYES, P. R.; BOWEN, S. J.; DAVIES, E. J. The relationships between local muscular endurance and kinematic changes during a run to exhaustion at vVO₂max. **Journal of Strength Condition Research** 2004;18(4):898-903.

HEIDERSCHEIT, B. C.; CHUMANOV, E. S.; MICHALSKI, M. P.; WILLE, C. M.; RYAN, M. B. Effects of step rate manipulation on joint mechanics during running. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 43, n. 2, p. 296–302. doi: 10.1249/MSS.0b013e3181ebedf4, 2011.

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** 1999;79(2):160-7.

HOSHIKAWA, Y.; IIDA, T.; MURAMATSU, M.; II, N.; NAKAJIMA, Y.; CHUMANK, K.; KANEHISA, H. Effects of stabilization training on trunk muscularity and physical performances in youth soccer players. **Journal of Strength Condition Research**, 27, 3142-3149, 2013.

JUNIOR, J. L. L. S. Efeitos de dois programas de treinamento de força na eficiência e biomecânica da corrida humana. UFRGS (DISSERTAÇÃO) 2014.

KIBLER, W. B.; PRESS, J.; SCIASCIA, A. The Role of *Core* Stability in Athletic Function. v. 36, p. 189–198, 2006.

KIM, J.-S.; KANG, M.-H.; JANG, J.-H.; OH, J.-S. Comparison of selective electromyographic activity of the superficial lumbar multifidus between prone trunk extension and four-point kneeling arm and leg lift exercises. **Journal of physical therapy science**, v. 27, n. 4, p. 1037–9, 2015.

KOBLBAUER, I. F.; VAN SCHOOTEN, K. S.; VERHAGEN, E. A.; VAN DIEEN, J. H. Kinematic changes during running-induced fatigue and relations with *core* endurance in novice runners. **Journal Science Medicine Sports**, 17, 419-424, 2014.

KNUTTGEN, N. H.; KRAEMER, W. J. Terminology and measurement in exercise performance. **Journal of Applied Sport Science Research**, v. 1, p.1-10. 1987.

KYRÖLÄINEN H., BELLI A., KOMI P. V. Biomechanical factors affecting running economy. **Medicine and Science in Sport and Exercise**. 33 (8): 1330 – 1337, 2001.

LACERDA, F. B.; MACÊDO, M. P.; CARVALHO, A. C. R. Treinamento De Estabilização Central em Atletas de Triathlon: Um Estudo Clínico. **Revista de Fisioterapia e Saúde Funcional**, v. 3, n. 2, p. 24–30, 2014.

LAVCANSKA, V.; TAYLOR, N.F.; SCHACHE, A.G. Familiarization to treadmill running in young unimpaired adults. **Human Movement Science**, Amsterdam, v.24, p.544-57, 2005.

LESKINEN, A. HÄKKINEN, K.; VIRMAVIRTA, M.; ISOLEHTO, J.; KYRÖLÄINEN, H. Comparison of running kinematics between elite and national-standard 1500-m runners. **Sports Biomechanics**, v. 8, n. 1, p. 1–9, 2009.

LETENEUR, S., SIMONEAU, E., GILLET, C., DESSERTY, Y., BARBIER, F. Trunk's Natural Inclination Influences Stance Limb Kinetics, but Not Body Kinematics, during Gait Initiation in Able Men. **PLoS ONE**, v. 8, n. 1, 2013.

LIEBERMAN D. Warrener, A. G.; Wang, J.; Castillo, E. R. What we can learn about running from barefoot running: An evolutionary medical perspective. **Exercise and Sport Sciences Reviews**. 40: 59-60, 2015.

LIZARDO, F. B.; SOUSA, G. C.; FACURY NETO, M. A.; MARQUES, K. V.; BERNARDINO JÚNIOR, R.; SILVA, D. C. O. OLIVEIRA, D. C. S.; SANTOS, ; L. A. Comparative electromyographic analysis of the rectus abdominis and rectus femoris muscles in abdominal exercises with or without the ab swing device. **Bioscience Journal**, v. 25, n. 3, p. 92-103, 2009.

LORDELLO, V. Esportes participativos ignoram a crise e mercado cresce. Disponível em: <http://exame.abril.com.br/rede-de-blogs/esporte-executivo/2016/01/14/esportes-participativos-ignoram-a-crise-e-mercado-cresce/> acesso em 09 de set de 2016.

MAEO, S.; TAKAHASHI, T.; TAKAI, Y.; KANEHISA, H. Trunk muscle activities during abdominal bracing: Comparison among muscles and exercises. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 12, n. 3, p. 467–474, 2013.

MAYKUT, J. N.; FORD, K. R. Concurrent validity and reliability. **The International Journal of Sports Physical Therapy**, v. 10, n. 2, p. 136–146, 2015.

MCGILL, S. *Core Training: Evidence Translating to Better Performance and Injury Prevention*. **Strength and Conditioning Journal**, v. 32, n. 3, p. 33–46, 2010.

MERCER, J. A.; DEVITA, P.; DERRICK, T. R.; BATES, B. T. Individual effects of stride length and frequency on shock attenuation during running. **Medicine Science Sports Exercise**. 35, 307-313, 2003.

MIDGLEY, A. W.; MCNAUGHTON, L. R.; WILKINSON, M. Is there an optimal training intensity for enhancing the maximal oxygen uptake of distance runners?: empirical research findings, current opinions, physiological rationale and practical recommendations. **Sports Medicine**, 36, 117-132, 2006.

MIZRAHI, J.; VERBITSKY, O.; ISAKOV, E; DAILY, D. Effect of fatigue on leg kinematics and impact acceleration in long distance running. **Human Movement Science**, Amsterdam, v.19, n.2, p.139-151, 2000.

MOREIRA, L. P., DUARTE, L. R., ROCCO D. F., SILVA, A. G. R. Kinematic analysis of barefoot running in individuals who usually run with shoes . **Journal Biomechanic**. v. 15, n. 2, 2014.

MUNRO, B. H., CONNELL, W. F., *Statistical Methods for Health Care Research*. Ed 5, p. 5, 2005.

NESSER, T. W. et al. The relationship between *core* stability and performance in division I football players. **National of strength and conditioning research**, v. 22, n. 6, p. 1750–1754, 2008.

NIKOLENKO, M.; BROWN, L. E.; SPIERING, B. A.; TRAN, T. T. et al. Relationship between *core* power and measures of sport performance. **Kinesiology**, v. 43, n. 2, p. 163–168, 2011.

NILSSON, J., A. THORSTENSSON E J. HALBERTSMA. Changes in leg movements and muscle activity with speed of locomotion and mode of progression in humans. **Acta Physiologica Scandinavica**, v. 113, n. 4, April, p. 457-75, 1985.

OBERLÄNDER, K. D.; BRÜGGEMANN, G. P.; HÖHER, J.; KARAMANIDIS K. Reduced knee joint moment in ACL deficient patients at a cost of dynamic stability during landing. **Journal of Biomechanics**, v. 45, n. 8, p. 1387–1392, 2012.

OKADA, T.; HUXEL, K. C.; NESSER, T. W. Relationship between *core* stability, functional movement and performance. **Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 25, n. 1, p. 252–261, 2011.

OLIVER, G. D.; STONE, A. J.; PLUMMER, H. Electromyographic examination of selected muscle activation during isometric *core* exercises. **Clinical Journal Sport Medicine**, 20, 452-457,2010.

PADULO, J.; VANDO, S.; CHAMARI, K.; CHAOUACHI, A.; BAGNO, D.; PIZZOLATO, F. Validity of the MarkWiiR for kinematic analysis during walking and running gaits. **Biology of Sport**, v. 32, n. 1, p. 53–58, 2015.

PALHARES, J.M., BENETTI, M., MAZZEI, L.C.; BASTOS, F.C. Perfil e preferência de praticantes de corrida de rua: um estudo preliminar. **Revista Mineira de Educação Física**, Edição Especial (1):1664-73, 2012.

PEARSON, S.; SHEERIN, K.; PFITZINGER, A. Relationship between running kinematics and performance in elite triathletes. **Journal of Sports Medicine** v. 23, 2013.

PESERICO, C. S.; ZAGATTO, A. M.; MACHADO, F. A. Reproducibility of heart rate and rating of perceived exertion values obtained from different incremental treadmill tests. **Science and Sports**, v. 30, n. 2, p. 82–88, 2015.

PHROMPAET, S.; PAUNGMALI, A.; PIRUNSAN, U.; SITILERTPISAN, P. Effects of pilates training on lumbo-pelvic stability and flexibility. **Journal of Sports Medicine**. V.2, n.1, p. 16-22, 2011.

PLATONOV, V. N. Teoria geral do Treinamento desportivo olímpico. **Porto Alegre: Artmed**, p. 396-433, 2004.

PONTZER, H.; SUCHMAN, K.; RAICHLEN, D. A.; WOOD, B. M.; MABULLA, A. Z. P; MARLOWE, F. W. Foot strike patterns and hind limb joint angles during running in Hadza hunter-gatherers. **Journal of Sport and Health Science**, v. 3, n. 2, p. 95–101, 2014.

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

RICHARDS, C. E.; MAGIN, P.J.; CALLISTER, R. Is your prescription of distance running shoes evidence-based? **British Journal of Sports Medicine**. 43: 159-162, 2008.

REIS, D. C. Efeitos de exercícios cíclicos forçados em variáveis motoras , fisiológicas e sintomas de indivíduos com a doença de parkison. UFSC (DISSERTAÇÃO) 2014.

- RICHARDSON, J. Effect of Step Rate on Foot Strike Pattern and Running Economy in Novice Runners. **All Graduate Plan B and other Reports**, v. 287, 2013.
- SAETERBAKKEN, A. H., FIMLAND, M. S. Muscle force output and electromyographic activity in squats with various unstable surfaces. **Journal of Strength and Conditioning Research** 27(1)/130–136, 2013.
- SAHA, D., GARD, E., FATONE, F. The effect of trunk flexion on able-bodied gait. **Gait & Posture**, v. 33, n. 1, p. 653–660, 2008
- SATO, K.; MOKHA, M. Does *core* strength training influence running kinetics, lower-extremity stability, and 5000-M performance in runners? **Journal Strength Condition Research**, 23, 133-140, 2009.
- SAUNDERS, P. U.; PYNE, D. B.; TELFORD, R. D.; HAWLEY, J.. Factors affecting running economy in trained distance runners. **Sports medicine (Auckland, N.Z.)**, v. 34, n. 7, p. 465–485, 2004.
- SANTOS, T. R. T. Análise da cinemática de corredores adultos jovens e idosos. UFMG (DISSERTAÇÃO) 2011.
- SANTOS, A. F. Efeitos imediatos de três modificações da técnica de corrida na cinemática do membro inferior e tronco e no conforto em corredores saudáveis: Um estudo experimental. UFSCAR (DISSERTAÇÃO) 2014.
- SCHACHE, A. G., BLANCH, P. D., DORN, T. W., BROWN, N. A. T., ROSEMOND, D., PANDY, M. G. Effect of running speed on lower limb joint kinetics. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 43, n. 7, p. 1260–1271, 2011.
- SILFIES, S. P.; EBAUGH, D.; PONTILLO, M.; BUTOWICZ, C. M. Critical review of the impact of *core* stability on upper extremity athletic injury and performance. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 19, n. 5, p. 360–368, 2015.
- SILVA, Mário S. Corra: guia completo de corrida, treino e qualidade de vida. São Paulo: Academia de inteligência, 2009.
- SUNDSTRUP, E. JAKOBSEN, M. D., ANDERSEN, C. H., JAY, K., ANDERSEN, L. L. Swiss ball abdominal crunch with added elastic resistance is an effective alternative to training machines. **International journal of sports physical therapy**, v. 7, n. 4, p. 372–80, 2012
- SQUADRONE R.; GALLOZZI, C. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. **The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**. 49: 6-13, 2009.
- STANTON, R.; REABURN, P. R.; HUMPHRIES, B. The effect of short-term Swiss ball training on *core* stability and running economy. **Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association**, v. 18, n. 3, p. 522–528, 2004.
- STERGIOU, N.; BATES, B. T.; KURZ, M. J. Subtalar and knee joint interaction during running at various stride lengths. **Journal Sports Medicine Physiology** 43, 319-326, 2003.

STEVENS, V. K.; COOREVITS, P. L.; BOUCHE, K. G.; MAHIEU, N. N.; VANDERSTRAETEN, G. G.; DANNEELS, L. A. The influence of specific training on trunk muscle recruitment patterns in healthy subjects during stabilization exercises. **Man Ther**, 12, 271-279, 2007.

TAN, S.; CAO, L.; SCHOENFISCH, W.; WANG, J. Investigation of *Core* Muscle Function through Electromyography Activities in Healthy Young Men. **Journal of Exercise Physiology-online**, v. 16, n. 1, p. 45-52, 2013.

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 Biomecânica**. 4(6):39-44, 2003.

TARTARUGA, M. P. Relação Entre Economia De Corrida E Variáveis Biomecânicas Em Corredores Fundistas. p. 118, **UFRS (DISSERTAÇÃO MESTRADO)**, 2008.

TENG, S. T. L.; HO, K-Y.; POWERS, C. M. The influence of sagittal-plane trunk on patellofemoral joint stress during running. *Jornal of Orthopaedic and Sports Physucak Therapy*. v. 42, n. 6, p. A2-A54, 2012.

TENG, H. L.; POWERS, C. M. Influence of trunk posture on lower extremity energetics during running. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 47, n. 3, p. 625–630, 2015.

TENG H. L.; POWERS, C.M. Influence of trunk posture on lower extremity energetics during running. *Medicine and Science and Sports and Exercise*;47(3):625–30, 2015.

TONG, T. K.; WU, S.; NIE, J.; BAKER, J. S.; LIN, H. The Occurrence of *Core* Muscle Fatigue During High-Intensity Running Exercise and its Limitation to Performance: The Role of Respiratory Work. **Physical Therapy in Sports** n. October 2013, p. 244–251, 2014.

TONG, T. K.; WU, S.; NIE, J. Sport-specific endurance plank test for evaluation of global *core* muscle function. **Physical Therapy in Sport**, v. 15, n. 1, p. 58–63, 2014.

TRUCCOLO, A.B.; MADURO, P.A.; FEIJÓ, E. A. Fatores motivacionais e adesão a grupos de corrida. **Motriz**, 14(2):108-114, 2008.

TSE, M. A.; MCMANUS, A. M.; MASTERS, R. S. W. Development and validation of a *core* endurance intervention program: implications for performance in college-age rowers. **National strength & Conditioning Association**, 19(3), 547-552, 2005.

VERKOSHANSKI, Y. Para uma teoria e metodologia científica do treinamento esportivo. A crise da concepção da periodização do treinamento no esporte de alto nível. **Efdeportes –Revista Digital**, Buenos Aires, ano 6, n. 32, março, 2001a.

WEN, D. Y.; PUFFER J. C.; SCHMALZRIED, T. P. Injuries in runners: a prospective study of alignment. **Clinical Journal of Sports Medicine**, New York, v.8, n.3, p.187-94, 1998.

WILKIN L., CHERYL A., HADDOCK B. Energy expenditure comparison between walking and running in average fitness individuals. **Journal of Strength and Conditioning Research**. 26 (4): 1039-1044, 2012.

WILLARDSON, J.M.; BEHM, D.G.; HUANG, S.Y.; REHG, M.D.; KATTENBRAKER, M.S; FONTANA, F.E. A Comparison of Trunk Muscle Activation: Ab Circle Vs. Traditional Modalities. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 24, n. 12, 2010.

APÊNDICE A



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

MODELO DO TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE ESCLARECIDO (TCLE)

Você está sendo convidado (a) para participar da pesquisa de Dissertação de mestrado intitulada “**Alterações cinemáticas no teste incremental de corrida e a relação com as medidas de força e resistência do core**”, sob a responsabilidade dos pesquisadores Luiz Fernando Vilarinho, Franciel Arantes, Rodrigo Galvão Cardoso, João Batista Destro Filho e Frederico Balbino Lizardo.

Nesta pesquisa buscamos entender a relação entre as medidas de resistência e força do *core* com o desempenho em diferentes níveis de corredores (iniciantes, intermediários e avançados).

O TCLE será obtido pelo pesquisador Luiz Fernando Vilarinho Guimarães durante a coleta de dados que será realizada no Laboratório de Fisiologia do Desempenho (LAFIDE) na Faculdade de Educação Física e Fisioterapia da Universidade Federal de Uberlândia (UFU), em Uberlândia, Minas Gerais.

Na sua participação você deverá comparecer em quatro dias distintos no LAFIDE, sendo que na primeira sessão, serão realizadas avaliações físicas (mensurações da altura, peso e percentual de gordura corporal), além da aplicação de dois questionários.

Na segunda sessão, será realizado o teste de resistência global do *core*, onde os participantes da pesquisa iniciarão os testes segurando o maior tempo possível a posição básica do exercício chamado de *prancha ventral*.

Na terceira sessão, os participantes da pesquisa serão avaliados na força isométrica máxima em duas posições (flexão do tronco, extensão do tronco e flexão lateral do tronco) sorteadas aleatoriamente.

Na quarta e última sessão, os participantes da pesquisa realizarão um protocolo de corrida, onde serão avaliados os padrões cinemáticos.

Os participantes da pesquisa deverão comparecer ao LAFIDE localizado no Campus da Educação Física durante os quatro (4) dias em horários pré-determinados pelo próprio participante.

Os riscos previsíveis para a realização desta pesquisa envolvem apenas a identificação dos participantes. Entretanto, cada participante da pesquisa participante será identificado por um número, com a finalidade de diferenciá-lo e manter a integridade e identidade do mesmo, protegendo a confidencialidade.

Os benefícios serão aplicados de forma indireta aos participantes da pesquisa, pois os resultados obtidos por meio desse estudo possibilitarão importantes contribuições para profissionais da área da saúde proporcionando uma base teórica para o direcionamento de programas de prevenção e reabilitação para lesões articulares ou neuromusculares e para programas de treinamento esportivo que objetivam o desenvolvimento e fortalecimento da região abdominal.

Você é livre para deixar de participar da pesquisa a qualquer momento sem nenhum prejuízo ou coação. A participação no estudo não acarretará custos para você e não será disponível nenhuma compensação financeira adicional.

Os pesquisadores se comprometem a ressarcir qualquer gasto com transporte ou deslocamento que o participante tiver para participar na pesquisa. Não será obtido nenhum tipo de ganho com a sua participação na pesquisa. Uma cópia deste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido ficará com você.

Qualquer dúvida a respeito da pesquisa, você poderá entrar em contato com: Prof. Dr. Frederico Balbino Lizardo ou Luiz Fernando Vilarinho pelo telefone: 034-3218-2910 ou no endereço: Rua Benjamin Constant, 1286, Bairro Aparecida, Uberlândia-MG (Faculdade de Educação Física e Fisioterapia), CEP: 38400-678.

Poderá também entrar em contato com o Comitê de Ética na Pesquisa com Seres-Humanos – Universidade Federal de Uberlândia: Av. João Naves de Ávila, nº 2121, bloco A, sala 224, Campus Santa Mônica – Uberlândia –MG, CEP: 38408-100; fone: 34-32394131.

Uberlândia, ____ de _____ de 2016

Pesquisador

Eu aceito participar do projeto citado acima, voluntariamente, após ter sido devidamente esclarecido.

Participante da pesquisa

APÊNDICE B

Publicação obtida durante o período do mestrado

Publicação SEB (Simpósio de Engenharia Biomédica) no ano de 2014.

Título: Relações entre o treinamento do *core* e a melhora no desempenho esportivo

Autores: VILARINHO, L. F.; ARANTES, F. J.; OLIVEIRA, I. M.; PEREIRA, A. A.

APÊNDICE C

Universidade Federal de Uberlândia
Curso de Pós Graduação de Engenharia Biomédica
Discente: Luiz Fernando Vilarinho Guimarães

Questionário participantes da pesquisa

Questionário para cadastramento dos dados:

Data: ____/____/____

1. Nome: _____ (Atleta n. _____)

2. Idade: _____

3. Tempo de prática em corrida: _____

4. Frequência de treino por semana e volume semanal aproximado:

5. Qual a sua especificidade de treinamento?

curta distância

média distância (provas até 10 km)

longa distância (acima de 10 km)

6. Qual o melhor tempo em 5 km? _____

7. É praticante de outra modalidade além da corrida?

Musculação Bike Lutas outros _____

8. Você sente dor antes ou após os treinos? não sim, onde?

costas joelho coxa tornozelo cervical panturrilha

outra _____

9. Você já ficou afastado dos treinos devido alguma lesão? sim não

Qual? _____

Por quanto tempo? _____

9. Você é alérgico a algum dos itens que serão utilizados nesse experimento

(fita tipo *transpore*)?
