



UNIVERSIDADE  
ESTADUAL DE LONDRINA

---

MARCELO ALVES COSTA

**O EFEITO DA FADIGA DOS MÚSCULOS EXTENSORES E  
FLEXORES DE JOELHO NA HABILIDADE DE CHUTAR  
COM DIFERENTES OBJETIVOS**

---

Londrina  
2014

MARCELO ALVES COSTA

**O EFEITO DA FADIGA DOS MÚSCULOS EXTENSORES E  
FLEXORES DE JOELHO NA HABILIDADE DE CHUTAR  
COM DIFERENTES OBJETIVOS**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação Associado em Educação Física – UEM/UEL para obtenção do título de Mestre em Educação Física.

Orientadora: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Inara Marques.

Londrina  
2014

### **Dados Internacionais de Catalogação-na-Publicação (CIP)**

C837e Costa, Marcelo Alves.  
O efeito da fadiga dos músculos extensores e flexores de joelho na habilidade de chutar com diferentes objetivos / Marcelo Alves Costa. - Londrina, 2014.  
76 f.: il.

Orientador: Inara Marques.

Dissertação (Mestrado em Educação Física) - Universidade Estadual de Londrina, Centro de Educação Física e Esporte, Programa de Pós-Graduação em Educação Física, 2014.

Inclui bibliografia.

1. Futebol de salão – Teses. 2. Joelhos x Músculos – Teses. I. Marques, Inara. II. Universidade Estadual de Londrina. Centro de Educação Física e Esporte. Programa de Pós-Graduação em Educação Física. III. Título.

CDU 796.332

MARCELO ALVES COSTA

**O EFEITO DA FADIGA DOS MÚSCULOS EXTENSORES E  
FLEXORES DE JOELHO NA HABILIDADE DE CHUTAR COM  
DIFERENTES OBJETIVOS**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação Associado em Educação Física – UEM/UEL para obtenção do título de Mestre em Educação Física.

**BANCA EXAMINADORA**

---

Orientadora: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Inara Marques  
Universidade Estadual de Londrina - UEL

---

Prof. Dr. Fábio Yuzo Nakamura  
Universidade Estadual de Londrina - UEL

---

Prof<sup>o</sup>. Dr<sup>o</sup>. Sérgio Augusto Cunha  
Universidade Estadual de Campinas -  
UNICAMP

Londrina, 07 de Fevereiro de 2014.

Dedico este trabalho a minha família (Hélio, Cristina, Patricia e Vinicius) pelo apoio incondicional em minhas decisões e pelo exemplo de determinação e comprometimento que dão e sempre deram e ao Grupo de Estudo e Pesquisa em Desenvolvimento e Aprendizagem Motora que me dão suporte há 5 anos.

## AGRADECIMENTO

Agradeço a minha orientadora, Profa. Dra. Inara Marques, por ter me recebido desde o meu segundo ano na Universidade Estadual de Londrina no GEPEdam, dando-me toda ajuda que eu necessitava em minha formação acadêmica, para me tornar uma pessoa melhor.

Ao grupo GEPEdam, pelas amizades, pelas experiências que vivemos juntos. Muito obrigado.

Agradeço aos professores da banca, Prof. Dr. Sérgio Augusto Cunha, Prof. Dr. Fábio Yuzo Nakamura e Prof. Dr. Victor Hugo Alves Okazaki, por ter aceitado em compor a banca no processo de qualificação e defesa desta dissertação, fazendo uma análise de forma minuciosa em todo o trabalho e apontamentos significativos para a organização e direcionamento deste trabalho.

Gostaria de agradecer especialmente aos meus amigos: Fábio Bordini, Thiago Camata, membros do GEPEdam, pela amizade, disponibilidade e comprometimento com os meus estudos, e por terem em todas as oportunidades colaborado comigo neste trabalho e de formação acadêmica.

Agradeço aos pais, participantes, técnicos que liberaram seus atletas para as pesquisas. Agradeço ao Vitor Tanu por ter ajudado com os atletas da Universidade Estadual de Londrina, ao Umberto Tamanini, pela disponibilidade em me atender e pedir a participação de seus atletas na pesquisa.

Agradeço aos 12 jogadores participantes, por abrirem mão de seu tempo de descanso, pois a coleta foi realizada fora do horário do treino, para se descolarem ao local agendado e realizar o procedimento experimental.

Gostaria de agradecer também, o Túlio, a Camila, a Laísia, o Vinicius e o Kaíque pela ajuda na coleta de dados. Sem vocês eu não conseguiria terminar este trabalho. A Alessandra pelas inúmeras caronas, tradução de resumo, pelo empréstimo do carro; pode ter certeza que sem você eu não iria conseguir.

A minha irmã Patrícia e irmão Vinicius, pelo apoio dado nesta fase da minha vida dando-me apoio nas horas que eu precisei.

Gostaria de agradecer a duas pessoas em especial, porque sem

elas eu não conseguiria terminar este trabalho. Gostaria de agradecer ao Fábio Luís Bordini, que foi um amigo, um irmão, que me ajudou em tudo o que eu precisei, e a minha amiga e mãe Inara Marques. Não tenho palavras para descrever a gratidão que tenho por essa mulher, pelos valores que me ensinou, por sempre ter aberto as portas da sua casa para mim. Sem dúvida sem ela este trabalho não teria fim.

A todos aqueles que de uma forma ou outra contribuíram para a elaboração das ideias e do projeto, construção, formatação e execução do plano de estudo e para o desfecho deste trabalho, muito obrigado.

Ninguém ignora tudo. Ninguém sabe tudo. Todos nós sabemos alguma coisa. Todos nós ignoramos alguma coisa. Por isso aprendemos sempre.

**(Paulo Freire)**

COSTA, Marcelo Alves. **O efeito da fadiga dos músculos extensores e flexores de joelho na habilidade de chutar com diferentes objetivos.** 2013. 76 pág. Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2014.

## RESUMO

Entre os tipos de habilidades motoras temos as que possuem uma coordenação próxima distal do movimento, na qual os segmentos proximais transferem aceleração, velocidade e energia para as articulações mais distais. Frequentemente o objetivo dessas tarefas é a exatidão da resposta ou a força. Este estudo tem por objetivo verificar o efeito da fadiga dos flexores e extensores do joelho sobre a habilidade de chutar focando diferentes metas, acurácia e força. Os participantes foram 12 atletas de futsal que realizaram chutes com o dorso de pé em uma bola estacionária com dois objetivos distintos: (a) exatidão e (b) potência. Além disto, os participantes realizaram em um aparelho de musculação exercícios para as musculaturas de extensores e flexores de joelho, responsáveis pela a fadiga muscular localizada, a avaliação cinemática foi realizada por um modelo biomecânico de 6 segmentos que forneceu as variáveis espaciais e temporais do tornozelo, joelho e quadril. A medida de desempenho foi a velocidade da bola, o erro absoluto, erro variável e o erro direcional ao alvo quando a objetivo era a exatidão. Após o teste de normalidade, foi realizada a ANOVA de dois fatores, a esfericidade, e posteriormente para comparações múltiplas foi utilizado o *post hoc* de *Bonferroni*. Não foram encontradas diferenças para variáveis relativas temporais que representem mudanças na coordenação; só foram encontradas mudanças nas variáveis na magnitude de mudanças e no desempenho dos chutes de potência e exatidão entre as condições de fadiga.

**Palavras-chave:** Coordenação. Chute de futsal. Fadiga. Restrições.

Costa, Marcelo Alves. **The effect of fatigue on extensor and flexor muscles of the knees for the hability to kick with different goals.** 76 pages. Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2014.

## ABSTRACT

Between the types of motor skills, there are the ones that own a proximal to distal coordination of the movement, in which the proximal segments transfer acceleration, velocity and energy to distal joints. Frequently, the objective of those tasks is the accuracy or the response or the strength, thus, this study aims to verify the effect of the knee flexor and extensor fatigue on the ability to kick with different goal, accuracy and strength. The participants were 12 futsal athletes that performed kicks with instep with a stationary ball with two distinct objective: (a) accuracy kick and (b) power kick. Moreover, the participants performed exercises for knee extensor and flexor muscles, which induced localized muscle fatigue by exercises in weight machine. The kinematic evaluation were performed by a biomechanical model of 6 segments providing the temporal and spatial variables of the ankle, knee and hip. The performance measure was the ball speed and the absolute error, variable and the directional relative to the target when the objective was the accuracy. After the normality test, it was realized two factor ANOVA, sphericity and posteriorly for multiple comparisons it was used the *Bonferroni* post-hoc. There were no differences in temporal relative variables that represent coordination changes, there was only changes in the variables of magnitude changes and in the performance of the power kick and accuracy between the fatigue conditions.

**Key words:** Coordination. Instep Kick Futsal. Fatigue. Constraints.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

<b>Figura 1 -</b>	Representação gráfica do movimento de chute no futebol .....	25
<b>Figura 2 -</b>	Representação esquemática da área de filmagem.....	42
<b>Figura 3 -</b>	Representação gráfica do modelo anatômico utilizado: posicionamento dos marcadores refletivos .....	43
<b>Figura 4 -</b>	Representação gráfica do modelo anatômico utilizado: definição dos segmentos corporais.....	43
<b>Figura 5 -</b>	Representação gráfica do modelo anatômico utilizado: representação das articulações .....	44
<b>Figura 6 -</b>	Média do deslocamento angular da articulação do quadril nas diferentes situações experimentais .....	52
<b>Figura 7 -</b>	Média do deslocamento angular da articulação do joelho nas diferentes situações experimentais .....	53
<b>Figura 8 -</b>	Média do deslocamento angular da articulação do tornozelo nas diferentes situações experimentais .....	54

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1 -</b>	Média e desvio padrão do IF para as condições experimentais.....	47
<b>Tabela 2 -</b>	Média e desvio padrão de deslocamento entre os aparelhos de exercício e o início do chute.....	48
<b>Tabela 3 -</b>	Média e desvio padrão da velocidade da bola após o contato nas situações experimentais.....	49
<b>Tabela 4-</b>	Medidas de erro referentes aos protocolos de fadiga para os chutes de exatidão .....	50
<b>Tabela 6 -</b>	Média e desvio padrão da velocidade linear do pé nas situações experimentais.....	55
<b>Tabela 7 -</b>	Média e desvio padrão da razão entre a velocidade da bola e a velocidade linear do pé .....	55

## LISTA DE QUADROS

<b>Quadro 1 -</b>	Exemplo de procedimento experimental de um participantes do estudo .....	40
-------------------	--	----

## LISTA DE EQUAÇÕES

<b>Equação 1</b> -	Cálculo do Índice de Fadiga.....	41
<b>Equação 2</b> -	Distância Eucladiana entre o local de contato da bola em relação ao centro do alvo.....	44
<b>Equação 3</b> -	Cálculos dos ângulos das articulações .....	45

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

FLEX_POT	Condição do protocolo de fadiga de flexão de joelho e avaliação do chute com potência
EXT_POT	Condição do protocolo de fadiga de extensão de joelho e avaliação do chute com potência
FLEX_EXAT	Condição do protocolo de fadiga de flexão de joelho e avaliação do chute com exatidão
EXT_EXAT	Condição do protocolo de fadiga de extensão de joelho e avaliação do chute com exatidão
CON_POT	Condição sem protocolo de fadiga e avaliação do chute com potência
CON_EXAT	Condição sem protocolo de fadiga e avaliação do chute com potência
RM	Repetição máxima
IF	Índice de fadiga
D	Distância Euclidiana
X	Número de repetições na última sessão
XB	coordenada da bola no eixo da abscissa
YA	coordenada do alvo no eixo da ordenada
YB	coordenada da bola no eixo da ordenada
Z	Número de repetições na primeira sessão
IMVAQ	Instante da máxima velocidade angular do quadril
IMVLQ	Instante da máxima velocidade linear do quadril
IMVAJ	Instante da máxima velocidade angular do joelho
IMVLJ	Instante da máxima velocidade linear do joelho
IMVAT	Instante da máxima velocidade angular do tornozelo
IMVLT	Instante da máxima velocidade linear do tornozelo
ER	Erro radial
AVE	Erro variável ajustado
DE	Erro direcional

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	15
1.1	OBJETIVOS.....	18
1.1.1	Objetivo Geral.....	18
1.1.2	Objetivos Específicos.....	18
1.2	HIPÓTESES .....	19
<b>2</b>	<b>REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	20
2.1	COORDENAÇÃO E CONTROLE MOTOR .....	20
2.2	COORDENAÇÃO E CONTROLE DO MOVIMENTO PRÓXIMO DISTAL.....	22
2.3	BIOMECÂNICA DO CHUTE COM DORSO DE PÉ .....	24
2.4	RELAÇÃO TROCA DE VELOCIDADE E EXATIDÃO EM MOVIMENTOS PRÓXIMOS DISTAIS. ....	29
2.5	FADIGA EM MOVIMENTO: MÚLTIPLAS PARTICULARIDADES.....	31
<b>3</b>	<b>MÉTODOS</b> .....	37
3.1	PARTICIPANTES .....	37
3.2	TAREFA EXPERIMENTAL .....	37
3.3	PROCEDIMENTOS .....	38
3.4	EXERCÍCIOS PARA INDUÇÃO DA FADIGA .....	40
3.5	AVALIAÇÃO DA CINEMÁTICA.....	41
3.6	VARIÁVEIS DE ESTUDO .....	45
3.7	TRATAMENTO DOS DADOS.....	46
3.8	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	46
<b>4</b>	<b>RESULTADOS</b> .....	47
4.1	ÍNDICE DE FADIGA.....	47
4.2	TEMPO ENTRE O FINAL DO EXERCÍCIO E O CHUTE.....	48
4.3	VELOCIDADE DA BOLA APÓS O CONTATO .....	48
4.4	MEDIDA DE DESEMPENHO DA EXATIDÃO.....	49
4.4.1	Erro Radial .....	49

4.4.2	Erro Variável Ajustado .....	50
4.4.3	Erro Direcional .....	50
4.5	DESLOCAMENTO ANGULAR DAS ARTICULAÇÕES.....	51
4.6	VELOCIDADE LINEAR DO PÉ NO CONTATO COM A BOLA .....	54
4.7	RAZÃO ENTRE A VELOCIDADE DA BOLA E A VELOCIDADE LINEAR DO PÉ.....	55
4.8	VARIÁVEIS CINEMÁTICAS RELATIVAS.....	56
<b>5</b>	<b>DISCUSSÃO.....</b>	<b>58</b>
5.1	PROTOCOLO DE FADIGA.....	58
5.2	DESEMPENHO .....	59
	<b>CONCLUSÃO .....</b>	<b>65</b>
	<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>66</b>
	<b>APÊNDICE .....</b>	<b>72</b>
	APÊNDICE A - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO PARA OS RESPONSÁVEIS DOS JOGADORES.....	73

## 1 INTRODUÇÃO

A variedade de movimentos que o ser humano pode realizar é imensa, desde um simples toque em um interruptor para acender uma luz até a coordenação de todos os seus segmentos e articulações corporais para lançar um objeto. Isso significa que o sistema motor tem que lidar com múltiplas opções de organização neuromuscular para atingir um objetivo estabelecido. A essa quantidade possível de movimentos e a organização necessária para o sistema motor controlar a ação foi denominada por Bernstein (1967) como graus de liberdade. Assim, mesmo considerando o grande número de articulações, grupos musculares e suas possibilidades de interação, o sistema motor é capaz de se auto-organizar de forma a controlar o movimento para atingir o objetivo da tarefa.

Dentre as habilidades que o nosso sistema controla e coordena para atingir um objetivo temos aquelas nos quais os segmentos corporais são organizados para acertar um alvo primário (exemplo: bola), seja para impor uma maior velocidade a este alvo primário, ou seja para fazer com que este alvo acerte outro alvo secundário (TEIXEIRA, 1999).

Esse tipo de habilidade cuja característica é atingir ou lançar um objeto requer que os segmentos mais distais alcancem o seu pico de velocidade e aceleração no contato com o alvo primário, transferindo energia, velocidade e aceleração dos segmentos mais proximais para os segmentos mais distais conhecidos como movimentos próximos distais (PUTNAM, 1991). Exemplos de habilidades que possuem essa característica próximo distal são: o chute de arte marcial (SØRENSEN; ZACHO; SIMONSEN; DYHRE-POULSEN; KLAUSEN, 1996), o caminhar (PUTNAM, 1991), o punt no futebol americano (PUTNAM, 1991), o arremesso de handebol (FORESTIER; NOUGIER, 1998), arremesso de basquetebol (BUTTON; MACLEOD; SANDERS; COLEMAN, 2003) e o chute no futebol (PUTNAM, 1991; LEVANON; DAPENA, 1998; DÖRGE; ANDERSEN; SØRENSEN; SIMONSEN; AAGAARD; DYHRE-POULSEN; KLAUSEN, 1999; NUNOME; ASAI; IKEGAMI; SAKURAI, 2002).

Para entender o quão importante para o sistema controle a coordenação dos movimentos próximos distais é a utilização das restrições na

ação, há vários estudos que analisam como as restrições ambientais, biológicas e da tarefa podem interferir ou determinar como será o desempenho da habilidade de chute com o dorso do pé e, conseqüentemente, alterar o padrão de coordenação próximo distal desse chute. Já foram conduzidos estudos para investigar os efeitos da preferência podal (DÖRGE; ANDERSEN; SØRENSEN; SIMONSEN, 2002; NUNOME; IKEGAMI; KOZAKAI; APRIANTONO; SANO, 2006), sobre a distância e a angulação de aproximação em relação à bola (KELLIS; KATIS; GISSIS, 2004; EGAN; VERHEUL; SAVELSBERGH, 2007; MARQUÉS-BRUNA; LEES; GRIMSHAW, 2007), as diferenças entre uma bola estacionária ou em movimento (TOL; SLIM; VAN SOEST; VAN DIJK, 2002; BARBIERI; GOBBI; SANTIAGO; CUNHA, 2010), o efeito da idade (POULMEDIS; RONDOYANNIS; MITSOU; TSAROUCAS, 1988; TOL, et al., 2002), o efeito do sexo (BARFIELD; KIRKENDALL; YU, 2002), a exatidão do chute (TEIXEIRA, 1999; ASAI; CARRE; AKATSUKA; HAAKEJ, 2002; CARRE; ASAI; AKATSUKA; HAAKE, 2002), a potência do chute (BARFIELD, 1998; LEES; NOLAN, 1998; LEES; ASAI; ANDERSEN; NUNOME; STERZINGT, 2010) e, mais especificamente, sobre a coordenação do movimento próximo distal (PUTNAM, 1991; LEVANON; DAPENA, 1998; DÖRGE et al., 1999; DAVIDS; LEES; BURWITZ, 2000; DÖRGE, et al., 2002; NUNOME, et al., 2002; CHOW; DAVIDS; BUTTON; KOH, 2007, 2008).

Usualmente os estudos encontrados na literatura utilizam o chute com potência. Entretanto, não é sempre que o objetivo do chute com o dorso do pé exerce a maior potência possível. Existem situações em que o objetivo do chute passa a ser a exatidão imposta pela tarefa. Fitts (1992) demonstrou que, quando realizamos uma tarefa priorizando a exatidão da resposta, diminuímos a velocidade com que realizamos o movimento e, por outro lado, ao priorizarmos a velocidade de execução na tarefa, apresentamos um desempenho deteriorado.

Alguns estudos vêm investigando a troca de velocidade e exatidão em habilidades próximas distais, e os resultados são incongruentes. Alguns estudos têm demonstrado que esta troca mostra-se evidente em alguns movimentos próximos distais como, por exemplo, o chute (TEIXEIRA, 1999; ANDERSEN; DORGE, 2011), o arremesso de basquetebol (OKAZAKI;

RODACKI, 2012), o arremesso de dardos (ETNYRE, 1998) e o arremesso de handebol (TILLAAR; ETTEMA, 2003a,b). Contudo, o arremesso de dardo (INDERMILL; HUSAK, 1984) e o chute de futebol (BARBIERI, et al., 2010) não apresentaram esse efeito. Sendo assim, existe uma importância em mais pesquisas que verifiquem essa troca de velocidade e exatidão em movimentos próximos distais.

Além do objetivo da tarefa, a condição física de quem a realiza é outro fator que pode influenciar no desempenho. Normalmente, ao realizar um chute em um determinado contexto, o executante, além do objetivo da tarefa, tem que lidar com outro fator, a fadiga. A fadiga pode ser entendida como uma piora aguda no desempenho que inclui tanto um aumento na percepção de esforço para realizar um ato determinado como também a incapacidade para produzir tal força (ENOKA; STUART, 1992).

Alguns estudos verificaram a influência da fadiga no chute com o dorso do pé, encontrando uma diminuição na velocidade linear do pé (LEES; NOLAN, 1988 apud APRIANTONO, et al., 2006), e da bola no chute (LEES; NOLAN, 1988 apud APRIANTONO, et al., 2006), uma diminuição da velocidade de oscilação do membro de chute, uma menor velocidade da perna no chute (APRIANTONO, et al., 2006) e uma diminuição da razão entre a velocidade do pé no momento do chute com a velocidade inicial da bola (MANOLOPOULOS; PAPADOPOULOS; KELLIS, 2006).

Sabendo-se que a articulação responsável por essa transferência de velocidade, aceleração e energia para o pé de chute e, conseqüentemente, para a bola é a articulação do joelho, uma rápida flexão do joelho e sua extensão tem um importante papel no chute com o dorso do pé. O movimento de chute é iniciado com o relaxamento dos músculos extensores do joelho durante a oscilação do membro de chute para trás, havendo em seguida um encurtamento das fibras musculares responsáveis pela movimentação da perna de chute para frente. Por isso, o ciclo de alongamento e encurtamento apresenta-se como papel preponderante para o sucesso dessa habilidade no futebol (DÖRGE, et al., 1999).

Além da participação dos músculos extensores do joelho, temos no chute de futebol o que é denominado pelos autores de “paradoxo do futebol”, em que há uma ativação conjunta dos músculos agonistas (extensores

do joelho) e antagonistas (flexores do joelho) no momento do contato com a bola. A ativação dos músculos antagonistas diminui a velocidade da bola, contudo, este serve como proteção para lesões e para deixar a perna mais rígida no momento do contato com a bola (DÖRGE, et al., 1999; MANOLOPOULOS; PAPADOPOULOS; KELLIS, 2006).

Sabendo-se que o chute de dorso de pé é caracterizado pela transferência de energia, aceleração e velocidade dos segmentos mais proximais para os distais, que a articulação do joelho tem um papel na fundamental nesta transferência e que o objetivo da tarefa influencia no controle e na coordenação do movimento, é necessário saber como o sistema muscular se reorganiza no chute com o dorso do pé quando um grupo particular de músculos (flexores ou extensores do joelho) apresentarem alteradas suas propriedades de contração, sensibilidade e geração de força mediante diferentes objetivos. Com a alteração dessas propriedades, poderemos verificar quais mudanças ocorrerão na habilidade do chute de futebol.

## 1.1 OBJETIVOS

### 1.1.1 Objetivo Geral

- Comparar o efeito da fadiga dos músculos extensores e flexores do joelho no desempenho do chute com dorso de pé com diferentes objetivos.

### 1.1.2 Objetivos Específicos

- Comparar as variáveis cinemáticas e coordenação na habilidade de chutar com potência quando fadigados os extensores do joelho;  
Comparar as variáveis cinemáticas e coordenação na habilidade de chutar com potência quando fadigados os flexores do joelho;
- Comparar as variáveis cinemáticas e coordenação na habilidade de chutar com exatidão quando fadigados os extensores do joelho;
- Comparar as variáveis cinemáticas e coordenação na habilidade de chutar com exatidão quando fadigados os flexores do joelho;

## 1.2 HIPÓTESES

As hipóteses estabelecidas foram que a fadiga e o objetivo da tarefa influenciarão nas mudanças dos parâmetros de controle do movimento e não nos fatores de coordenação, permanecendo a coordenação semelhante a situações-controle.

E em relação aos diferentes objetivos esperamos que o paradigma de troca de velocidade e exatidão da resposta seja confirmado nesta habilidade, e com os protocolos de fadiga esta relação se mantenha.

Com referência aos protocolos de fadiga esperamos que as medidas de desempenho demonstrem um valor maior na condição na qual os participantes não realizam protocolo de fadiga do que nas situações com protocolo de fadiga.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

Para elaboração do referencial teórico que dará o embasamento e argumentos necessários para fundamentar e sustentar as ideias apresentadas e defendidas neste estudo, optamos por caminhar com o desenvolvimento de cinco tópicos.

No primeiro tópico, será apresentado o tema sobre a coordenação do movimento. No segundo, sobre a coordenação e o controle do movimento próximo distal. No terceiro, sobre a biomecânica do chute com dorso de pé, as variáveis de deslocamento, velocidade e aceleração de segmentos e articulações e medidas de resultado. No quarto, a discussão se dará pelo paradigma da velocidade e exatidão. No quinto, serão apresentados os aspectos considerados sobre a fadiga e a sua influência no chute com dorso de pé.

### 2.1 COORDENAÇÃO E CONTROLE MOTOR

A variedade de movimentos que o ser humano pode realizar é imensa, desde um simples toque em um interruptor para acender uma luz até coordenar todos os seus segmentos e articulações corporais para lançar um objeto. Assim, o sistema motor tem que lidar com múltiplas opções de organização neuromuscular para atingir uma meta estabelecida. Essa quantidade possível de movimentos e a organização necessária para o sistema motor controlar a ação foi denominada por Bernstein (1967) como graus de liberdade.

Como o sistema pode coordenar os vários graus de liberdade, tais como músculos, articulações e segmentos? Esse processo de controle e coordenação do movimento pode ser compreendido como o domínio de redundantes graus de liberdade do ser humano, tornando o sistema controlável (BERNSTEIN, 1967; TURVEY, 1990). A redundância dos graus de liberdade é caracterizados por uma situação na qual há muito mais graus de liberdade do que aqueles requeridos para atingir o objetivo da tarefa, de tal modo que a maioria das configurações potenciais das articulações podem resolver a demanda da tarefa. Assim, os graus de liberdade podem ser vistos como o

número de coordenadas necessárias à configuração do sistema motor para realização de tarefas (NEWELL; MCDONALD, 1994).

Newell, Scully, Tenenbaum e Hardiman (1989) estudaram o desenvolvimento do movimento de preensão com uma e duas mãos em crianças e adultos. A tarefa utilizada foi a de pegar dez cubos diferentes com qualquer combinação de dedos, tendo como único objetivo segurar o cubo. Dentre as 1013 combinações de dedos utilizadas na tarefa, 62% das soluções encontradas pelas crianças e 89% pelos adultos estavam em 5 formações. Portanto, por maior que seja a quantidade de graus de liberdade para realizar uma tarefa, utilizamos poucas combinações ao coordenar a mesma habilidade. Assim, mesmo considerando o grande número de articulações, grupos musculares e suas possibilidades de interação, o sistema motor é capaz de controlar e coordenar o movimento para atingir o objetivo da tarefa.

Esse controle e coordenação do movimento são influenciados pela restrição dos movimentos, que são os fatores que limitam canalizam o movimento e são divididos em três áreas: (a) restrições do organismo que são as estruturais (peso corporal, estatura e proporções dos segmentos corporais) e as funcionais (motivação, maturação e fadiga), (b) restrições do ambiente que são referentes à característica do local no qual a ação está sendo realizada (força da gravidade, temperatura) e (c) restrições da tarefa que são as imposições sobre a realização do movimento para alcançar o objetivo da tarefa. Está última restrição foi subdividida por Newell (1986) em três subcategorias: (a) objetivo da tarefa; (b) regra com que deve realizar a tarefa e (c) utilização de implementos ou máquinas que impõem a dinâmica das respostas (NEWELL, 1986).

A influência das restrições do desempenho na configuração do sistema dos graus de liberdade pode ser estudada de duas formas: pelo entendimento da coordenação, relacionada ao processo em que os componentes do movimento são organizados e colocados em uma relação adequada uns com os outros, durante uma atividade (TURVEY, 1990); ou, pelo processo de controle da ação, que se refere ao processo de escolha dos parâmetros que serão adicionados ao movimento (KUGLER; KELSO; TURVEY; HOLT, 1980).

O controle e a coordenação do sistema motor humano podem

ser pesquisados por meio de diferentes tipos de análises, as quais diferem entre as microscópicas, no caso da análise das unidades motoras responsáveis pela contração muscular, e as macroscópicas, cuja análise se daria na movimentação das articulações e segmentos corporais humanos (NEWELL, 1985, 1986).

A interação do exposto acima, uma das formas de se estudar a coordenação dos graus de liberdade é por meio da análise cinemática do movimento. Desta maneira, à coordenação dos movimentos é então analisada avaliando-se de mudanças temporais e espaciais nas quais os movimentos dos segmentos são funcionalmente organizados para atingir o objetivo da tarefa (RODACKI; FOWLER; BENNETT, 2001). A avaliação que pode ser realizada de forma qualitativa ou quantitativa, sendo, os métodos qualitativos realizados pela observação de ações habilidosas, quais permitem explicar o desempenho e o padrão geral do movimento, podendo assim ser utilizada tanto na identificação das características globais do movimento quando fornecer uma descrição do movimento. Por outro lado, a análise quantitativa pode auxiliar na compreensão do movimento provendo informações mais precisas, como mudanças temporais, deslocamentos, velocidade, aceleração das articulações ou segmentos corporais estudados (WINTER, 2005).

## 2.2 COORDENAÇÃO E CONTROLE DO MOVIMENTO PRÓXIMO DISTAL

Para o estudo da coordenação e controle motor dos graus de liberdade, várias habilidades têm sido analisadas, sendo empregados tanto métodos qualitativos quanto quantitativos. Dentre as estudadas, um tipo de habilidade que tem recebido atenção considerável são as que o indivíduo tem como objetivo acertar um objeto (alvo primário), lançando-o a um alvo secundário ou projetando-o a maior distância possível. Podemos citar como exemplo, o chute no futebol, no qual é necessário acertar um alvo primário (bola) com um segmento corporal ou extensão dele com máxima velocidade (TEIXEIRA, 1999).

Os movimentos balísticos, os quais se caracterizam por uma organização próximo distal de transferência de energia, velocidade e aceleração dos segmentos corporais mais proximais para os mais distais.

Assim, observa-se que o sistema coordena os segmentos mais proximais a atingirem o pico de velocidade angular, aceleração e ativação muscular antes dos segmentos distais (DEBICKI; WATTS; GRIBBLE; HORE, 2010; HIRASHIMA; OHTSUKI, 2008; HIRASHIMA; YAMANE; NAKAMURA; OHTSUKI, 2008; ARPINAR-AVSAR; SOYLU, 2010; NAITO; FUKUI; MARUYAMA, 2010, 2012; KIM; KIM, 2011; KIM; KIM; IM, 2011; ISHII; YANAGIYA; NAITO; KATAMOTO; MARUYAMA, 2012; URBIN, 2012; VERREL; POLOGE; MANSELLE; LINDENBERGER; WOOLLACOTT, 2013).

Putnam (1991,1993) verificou o princípio da somação de velocidade e aceleração dos segmentos corporais em 4 habilidades: andar, correr, chutar e arremesso. Ele constatou que a aceleração do segmento mais proximal causa um atraso no segmento mais distal. E a aceleração posterior do segmento distal é, em grande parte, resultado da interação dos momentos com o segmento mais proximal. Posteriormente, o segmento proximal é desacelerado devido, também, às interações dos momentos com o segmento mais distal.

Em um estudo conduzido por Urbin, Fleisig, Abebe e Andrews (2013), no qual o objetivo foi verificar a relação da cinemática e cinética do corpo com a velocidade de lançamento da bola, foram utilizados 16 arremessadores de beisebol, sendo 8 profissionais e 8 semiprofissionais. O arremesso foi dividido em diferentes fases para análise, e foi encontrado que a fase de preparação e a rotação da pélvis estão correlacionadas com mudanças na velocidade da bola e nos parâmetros cinéticos e cinemáticos dos membros superiores. Destaca-se também que a diminuição da velocidade angular de extensão do cotovelo também tem relação com a diminuição da velocidade da bola.

Hirashima e colaboradores (2008) buscaram verificar se haveria relação entre os torques, capaz de contribuir para cada velocidade angular. Para isso, utilizaram 5 arremessadores universitários, cuja tarefa era acertar um alvo, com a bola sendo lançada em baixa, média e alta velocidade. Como resultado, viram que a velocidade resultante da articulação do cotovelo aumenta concomitantemente à velocidade angular do antebraço relativo ao chão. A velocidade do antebraço é posteriormente aumentada pela flexão do cotovelo e flexão do punho. Os autores concluíram que uma aceleração das

articulações mais distais, como o cotovelo e o punho, utilizam o torque que é, originalmente, produzida pelo ombro e tronco.

Vista dessa maneira, a sequência de coordenação próximo distal é caracterizada pela relação inversa entre a diminuição da velocidade angular do segmento proximal e com o aumento no segmento mais distal, o que proporciona uma maior velocidade ao objeto que se pretende lançar. Tal relação é conhecida na literatura como efeito “chicote”, que beneficia a transferência de energia do segmento distal para o objeto que está sofrendo a ação (DÖRGE, et al., 1999).

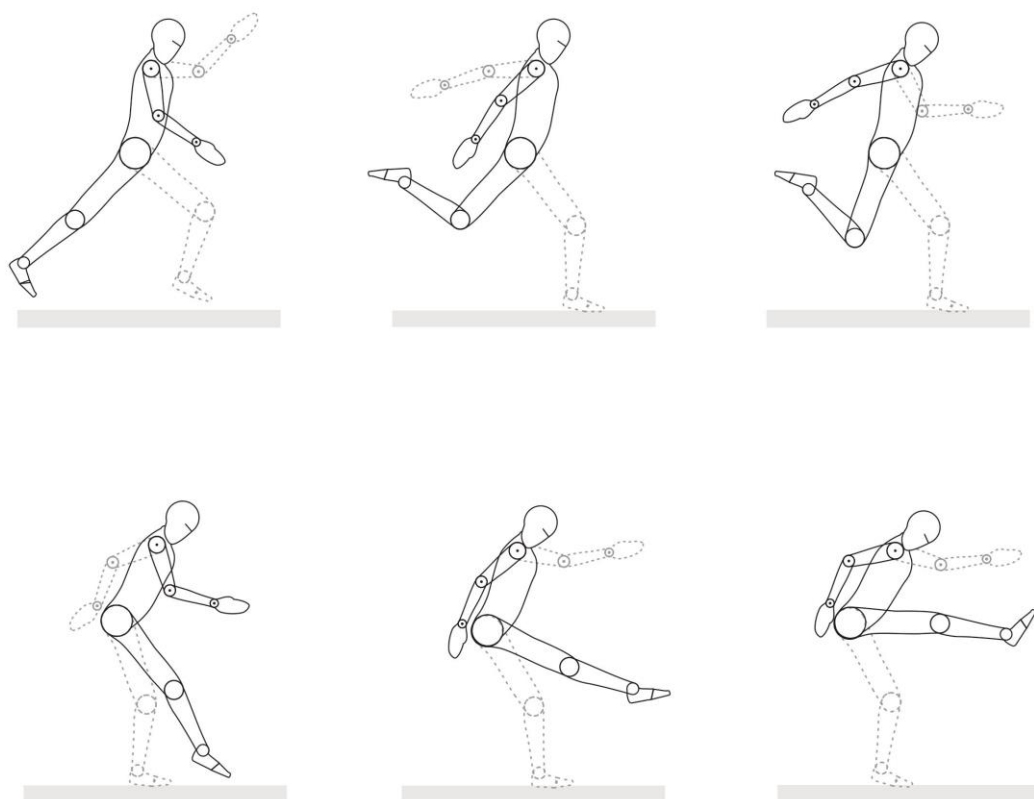
Visto assim o chute é uma habilidade que se utiliza da coordenação próximo distal, isto é, os segmentos corporais proximais atingem seu pico de velocidade anteriormente aos segmentos mais distais, e fazem a transferência de energia e aceleração destes segmentos mais proximais para os distais. Além dessa característica, as restrições agem levando o sistema a adaptar-se às novas exigências a fim de conseguir atender as demandas da tarefa. O chute com dorso de pé é, normalmente realizado com diferentes demandas da tarefa, podendo ser realizado com a maior potência possível ou com a maior exatidão possível. Além disso, em algumas situações, outra restrição, a fadiga, pode influenciar sobre a coordenação e controle na execução do chute. Por isso é importante entender como a interação de múltiplas restrições podem influenciar na organização de movimentos com características próximo distais.

### 2.3 BIOMECÂNICA DO CHUTE COM DORSO DE PÉ

O entendimento das análises qualitativas e quantitativas do movimento de chute no futebol é de fundamental importância para o entendimento dos aspectos de coordenação e controle. No aspecto qualitativo, o chute da forma madura é caracterizado por uma aproximação angulada em direção à bola com um ou mais passos (LEES, et al., 2010). Desse modo, os passos são necessários a fim de aumentar a velocidade do corpo e do pé que irá realizar o chute, enquanto a aproximação com ângulos menores que 90° em relação à bola é responsável por permitir uma maior rotação da pélvis, possibilitando assim uma maior amplitude de movimento para a perna de chute. (ANDERSEN; DÖRGE, 2011).

A passada final também possibilita uma maior rotação da pélvis. O chute é realizado com o posicionamento do pé de suporte ao lado e ligeiramente atrás da bola, efetuando-se um movimento de oscilação do membro de chute no sentido posterior, depois uma rotação em sentido anterior do quadril sobre o membro de suporte, dando-se, após essa rotação, se dá o início do movimento da coxa em direção à bola. Na sequência, ocorre uma extensão de joelho com desaceleração da coxa e aumento da velocidade da perna e pé para o contato com a bola. Após o contato com a bola, na fase de desaceleração, é realizada uma flexão da coxa em relação ao quadril (LEES; NOLAN, 1998) (Figura 1).

Figura 1 - Representação gráfica do movimento de chute no futebol



Fonte: Próprio Autor

Além da análise qualitativa, os estudos sobre o chute com dorso de pé também são analisados de maneira quantitativa, exemplificando assim as características espaciais e temporais dessa habilidade. Em estudos que analisaram os aspectos quantitativos verificou-se que o chute com dorso

de pé é influenciado pela forma com a qual é feita a aproximação em relação à bola, pela transferência de velocidade, aceleração e energia dos segmentos corporais mais proximais para os mais distais, e apresenta uma relação com o objetivo de acordo que se realiza o chute (CHOW, et al., 2007, 2008; DAVIDS; LEES; BURWITZ, 2000; DÖRGE, et al., 1999, 2002; EGAN; VERHEUL; SAVELSBERGH, 2007; KELLIS; KATIS; GISSIS, 2004; LEVANON; DAPENA, 1998; MARQUÉS-BRUNA; LEES; GRIMSHAW, 2007; NUNOME, et al., 2002; PUTNAM, 1991; TEIXEIRA, 1999; BARBIERI; GOBBI; SANTIAGO; CUNHA, 2010).

No que diz respeito à seleção do ângulo que o indivíduo deve utilizar para aproximação da bola, estudos indicam que este deve estar entre  $30^{\circ}$ - $45^{\circ}$ . Tal angulação favorece a inclinação do tronco para facilitar a rotação do quadril sobre o membro de suporte que, por sua vez, facilita uma maior extensão do joelho da perna de chute, alcançando assim maiores velocidades na perna e pé. Além disso, proporciona um melhor contato entre o pé que irá realizar o chute e a bola, favorecendo, assim, a transferência de energia (EGAN; VERHEUL; SAVELSBERGH, 2007; MARQUÉS-BRUNA; LEES; GRIMSHAW, 2007; ANDERSEN; DÖRGE, 2011). Outro ponto a ser destacado é que, além da aproximação angulada, os jogadores preferem uma aproximação pequena de 2-4 passos, a qual gera uma pequena velocidade de aproximação de  $3\text{-}4\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  (KELLIS; KATIS, 2007).

Em relação à coordenação próximo distal do chute, os estudos demonstram que, no início da fase de oscilação para trás, a velocidade angular da coxa está próxima a zero, enquanto a velocidade da perna é negativa, devido ao fato dela estar realizando um movimento para trás. No momento em que o quadril inicia a rotação sobre o membro de suporte, a aceleração angular da coxa é positiva e está entre  $286\text{-}401^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$  (LEES; NOLAN, 1998), enquanto a velocidade da perna continua sendo negativa entre  $(-286)$   $(-401^{\circ}\cdot\text{s}^{-1})$ . Nesse ponto, a coxa do membro de chute inicia o seu movimento em direção à bola, ao passo que a perna está movimentando para trás até atingir o pico da flexão do joelho.

Durante a fase de oscilação para trás, o quadril é estendido até  $29^{\circ}$  (LEVANON; DAPENA, 1998) com uma velocidade de  $171,9\text{-}286,5^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$  (LEVANON; DAPENA, 1998; NUNOME, et al., 2002). A articulação do joelho é

flexionada a uma velocidade angular de  $745-860^{\circ}.s^{-1}$  (NUNOME, et al., 2002) e o tornozelo está realizando flexão plantar de aproximadamente  $10^{\circ}$  (LEVANON; DAPENA, 1998) a uma velocidade máxima de  $860^{\circ}.s^{-1}$  (NUNOME, et al., 2002). Para Lavenom e Dapena (1998), o final da fase de oscilação para trás do membro que irá realizar o chute se dá no momento em que o membro de suporte entra em contato com o solo apresentando-se com extensão do quadril e flexão do joelho.

Após o pico de flexão do joelho na oscilação do membro de chute para trás, ambas, perna e coxa, movimentam-se para frente. A velocidade da coxa continua a aumentar alcançado o pico de velocidade de  $516-573^{\circ}.s^{-1}$  até a articulação do joelho iniciar sua extensão. No ponto em que a velocidade angular do joelho é igual a zero e este inicia sua extensão, a velocidade angular da coxa e da perna do membro de suporte é igual. Quando se inicia a extensão da articulação do joelho no tempo em que há uma diminuição da velocidade angular da coxa, há um aumento da velocidade da linear da perna até o contato com a bola, alcançado valores máximos de  $1891^{\circ}.s^{-1}$  (DÖRGE, et al., 1999). No contato com a bola, a velocidade da coxa é aproximadamente nula e a da perna e pé está alcançando o seu pico.

A fase de movimento em direção à bola é marcada por uma rotação de quadril sobre o membro de suporte dando início ao movimento da coxa do membro de chute. Tal movimentação se dá com a articulação do joelho ainda flexionando-se (LEVANON; DAPENA, 1998; NUNOME, et al., 2002). A flexão de quadril alcança valores de  $20^{\circ}$  (LEVANON; DAPENA, 1998) e velocidade de até  $745^{\circ}.s^{-1}$  (LEVANON; DAPENA, 1998; NUNOME, et al., 2002) quando, então, a articulação do tornozelo está realizando flexão plantar (LEVANON; DAPENA, 1998). Após o início da extensão de joelho, este atinge velocidades de  $860-1720^{\circ}.s^{-1}$  (NUNOME, et al., 2002).

Outro ponto estudado diz respeito à ativação muscular necessária para a movimentação das articulações do membro de chute. Os resultados demonstram uma diversidade muito grande nos aspectos temporais e de magnitude da ativação muscular; assim, não parece seguro chegar a conclusões sobre a ativação muscular durante o chute (DÖRGE, et al., 1999; MANOLOPOULOS; PAPADOPOULOS; KELLIS, 2006). Aparentemente, a rápida flexão e extensão da articulação do joelho é um aspecto importante no

desempenho do chute de futebol. Em seus estudos (DÖRGE, et al., 1999; MANOLOPOULOS; PAPADOPOULOS; KELLIS, 2006) perceberam a importância da ativação dos músculos extensores, responsáveis pela aceleração da perna do membro de chute, tais como: reto femoral, vasto lateral, vasto intermédio, vasto medial. Da mesma forma, analisaram seus antagonistas, isto é, flexores da articulação do joelho que são responsáveis pela desaceleração da perna de suporte, sendo eles: o semitendíneo, o semimembranáceo, o bíceps femoral, o poplíteo, o gastrocnêmio e o plantar.

Dörge e colaboradores (1999) encontraram uma grande ativação de músculos responsáveis pela extensão do joelho na fase de oscilação para trás e início da oscilação para frente da perna de suporte. Tal ativação muscular diminui antes do contato com a bola, passando a ser caracterizado por uma maior ativação dos músculos responsáveis pela flexão do joelho. No momento em que ocorre o contato com a bola, os músculos extensores e flexores do joelho apresentam uma ativação eletromiográfica alta. Essa ativação muscular dos flexores do joelho, no final do movimento pode ser um fator limitante do desempenho. Assim, os músculos que contribuem para o desempenho do chute são os flexores e extensores da articulação do joelho.

Ao se fazer referência as características da ativação muscular do chute, é comum usar a expressão “paradoxo do futebol” (DÖRGE et al., 1999; MANOLOPOULOS; PAPADOPOULOS; KELLIS, 2006) que consiste em uma ação em que haja uma atividade simultânea entre os músculos agonistas e antagonistas da articulação do joelho, a qual ocasiona uma diminuição na eficiência da coordenação próximo distal no chute. Essa coativação não apresenta apenas lados negativos, pois é responsável pela rigidez articular, o que favorece o contato com a bola e previne lesões musculares (DÖRGE et al., 1999; MANOLOPOULOS; PAPADOPOULOS; KELLIS, 2006).

Sbriccoli, Camomilla, Di Mario, Quinzi, Figura e Felici (2010) procuram investigar essa coativação dos flexores e extensores do joelho no chute de caratê em atletas de elite sobre duas diferentes restrições ambientais. Quando a tarefa era realizar a flexão e extensão de joelho em um aparelho isocinético, que é independente da velocidade, houve uma ativação menor dos músculos antagonistas em relação à ativação destes músculos quando a atividade realizada era um chute frontal. Assim, pode-se concluir que os

músculos da articulação do joelho parecem exercer uma contração muscular diferenciada em relação ao objetivo da tarefa a ser realizada.

## 2.4 RELAÇÃO TROCA DE VELOCIDADE E EXATIDÃO EM MOVIMENTOS PRÓXIMOS DISTAIS.

A relação entre o tempo para completar um movimento e a distância e o tamanho do alvo foi descrita formalmente pela primeira vez por Fitts (1992). A tarefa consistia de movimentos repetitivos de uma ponteira segurada por uma das mãos, cuja tarefa era tocar alternadamente, duas placas-alvo localizadas à direita e à esquerda do executante. O autor manipulou tanto a distância entre estes alvos, como o tamanho dos alvos, fazendo com que a tarefa exigisse diferentes níveis de dificuldades para ser realizada. Com isso, o autor conseguiu estabelecer uma relação entre velocidade e exatidão. À medida que a dificuldade em realizar a tarefa aumentava (manipulando-se a distância ou largura dos alvos), os praticantes diminuían a velocidade de execução priorizando atingir a meta.

O movimento próximo-distal também tem testado a aplicação do princípio da troca de velocidade e exatidão. Etnyre (1998) investigou o efeito da força de execução sobre a exatidão e a variabilidade do desempenho do arremesso de dardos de salão de 54 participantes, divididos em inexperientes, intermediários e experientes. O autor constatou que, quando foi solicitado aos participantes arremessar com a maior potência, ambos, erro variável e erro médio, foram maiores do que quando a instrução foi para arremessar com a potência preferida. O autor chegou a essa conclusão em razão do aumento do erro variável e do erro médio com o aumento da força, ressaltando que o paradigma da troca entre velocidade e exatidão pode ser aplicado, também, na tarefa de arremesso de dardos.

Tillaar e Ettema (2003a,b) buscaram verificar a influência da instrução na velocidade da bola e na acurácia de arremessos realizados por cima da cabeça, utilizou-se de 9 jogadores de handebol que executaram a tarefa com instruções diferentes: arremessar com ênfase na velocidade, arremessar com a maior exatidão possível e arremessar com a maior exatidão e potência possíveis. Os autores notaram que, quando a instrução foi aumentar a exatidão, a velocidade do arremesso diminuiu, sem, contudo, apresentar

melhoras na exatidão. Os atletas, portanto, não mudaram o seu padrão de arremesso diante dos diferentes objetivos, não alterando o controle e a coordenação dos segmentos corporais.

Okazaki e Rodacki (2012) buscaram analisar o efeito do aumento da distância no desempenho e resultado do arremesso de *jump* no basquetebol. Para isso foi analisado o desempenho de 10 jogadores experientes arremessando em três distâncias diferentes: próxima, intermediária e longe da cesta de basquete. Os resultados indicaram que, com o aumento da distância, a porcentagem de acertos diminuiu, assim como a velocidade com qual a bola era arremessada aumentou.

Indermill e Husak (1984) não encontraram essa relação de troca entre velocidade e exatidão no arremesso de bolas de tênis feito por cima da cabeça. Dezoito homens realizaram os arremessos com 50%, 75% e 100% da velocidade máxima com o objetivo de acertar um alvo localizado a, aproximadamente, 12,2m. Os resultados indicaram que quando os participantes utilizaram 75% da velocidade máxima, os participantes conseguiram ser mais exatos do que quando se utilizaram de 50% e 100% da velocidade máxima.

Em relação à exatidão, alguns estudos têm tentando verificar sua influência sobre os indicadores de coordenação e controle no chute com dorso de pé (TEIXEIRA, 1999; BARBIERI, et al., 2010; ANDERSEN; DÖRGE, 2011). O estudo de Teixeira (1999) verificou o efeito que o objetivo da tarefa apresentou em 4 diferentes situações: chutar uma bola pequena ( $\varnothing=11\text{cm}$ ) a um alvo determinado e sem alvo determinado, e chutar uma bola grande ( $\varnothing=22\text{cm}$ ) a um alvo determinado e sem alvo determinado. Foram analisadas as variáveis temporais do movimento, e os resultados demonstraram que o alvo determinado levou a maiores tempos de movimentos, menores médias das velocidades e uma menor velocidade no contato com a bola. O autor justificou que o aumento no tempo de movimento, após o pico de velocidade, foi influenciado pelo tamanho da bola e pela determinação do alvo e que essas exigências de exatidão fizeram com que os participantes diminuíssem a velocidade de execução da tarefa para conseguir atender a demanda da tarefa.

Barbieri e colaboradores (2010) investigaram a influência de chutar uma bola estacionária ou em movimento nas variáveis angulares e

cinemáticas do quadril, joelho e tornozelo, como também na velocidade e na exatidão do chute. Os autores verificaram diferenças no movimento angular e velocidade angular do quadril próximo ao final do chute no que concerne à bola estacionária ou rolando. No que diz respeito à exatidão e velocidade da bola nos diferentes tipos de chute não foram encontradas diferenças nos tipos de restrições estudadas. Contudo, os autores concluíram que jogadores de elite podem fazer ajustes instantâneos nos dois tipos de restrição para atingir o objetivo da tarefa.

Andersen e Dörge (2011) verificaram, entre outras coisas, o efeito da exatidão na máxima velocidade em um chute realizado a partir da marca do pênalti. Foi encontrada uma redução na velocidade da bola para 82% da velocidade máxima do chute para que os indivíduos atingissem o objetivo da tarefa, priorizando assim a exatidão ao invés da velocidade. A explicação fornecida pelos autores foi que a diminuição na velocidade pode ter sido uma adaptação para um maior controle e coordenação dos membros inferiores, tentando assegurar o posicionamento correto do pé de suporte para atingir o alvo.

Os resultados dos estudos que verificaram a troca de velocidade e exatidões em movimentos próximos-distais são contraditórios, enquanto que em alguns estudos é constatado que, quando se prioriza a velocidade, há uma diminuição na exatidão da resposta ou quando é priorizada a exatidão da resposta, diminui a velocidade. Em outros estudos não são achados os mesmos resultados. Portanto, fazem-se necessários mais estudos para verificar como o desempenho do movimento próximo-distal é influenciado por diferentes objetivos de tarefa.

## 2.5 FADIGA EM MOVIMENTO: MÚLTIPLAS PARTICULARIDADES

Dentre as muitas definições que temos para fadiga, neste trabalho adotaremos a definição sugerida por Enoka e Stuart (1992), segundo a fadiga é um conceito geral usado para denotar uma diminuição aguda no desempenho, incluindo-se um aumento na percepção de esforço necessário para exercer a força desejada e uma eventual inabilidade para produzir esta força. Uma maneira de averiguar a fadiga é verificar a diferença entre a intensidade do exercício, no primeiro momento e a intensidade no final. Sendo

a fadiga um fenômeno complexo e multifacetado, ela é estudada por várias áreas do saber e das mais diferentes formas (ENOKA; STUART, 1992).

Entre os delineamentos do estudo da fadiga, os mais utilizados são aqueles nos quais os participantes devem manter o esforço de alta intensidade por um período prolongado de tempo ou produzir a maior força o mais rápido possível, a fim de verificar a mudança de desempenho na tarefa. Estudos que se utilizam destes delineamentos objetivam avaliar os efeitos fisiológicos, tais como as mudanças nas concentrações de íons, diferenças nas ativações musculares e, como medida de resultado, o seu declínio no desempenho (ENOKA; STUART, 1992; ASCENSÃO; MAGALHÃES; OLIVEIRA, 2003; SILVA; OLIVEIRA; GEVAERD, 2006; SANTOS; HERRERA, 2009). No entanto, poucos têm sido os estudos que se propõem, entre os quais um seria para, verificar as mudanças na coordenação do movimento, um outro para verificar essas mudanças em atividades em que o objetivo principal da tarefa seja a exatidão em detrimento da potência.

A coordenação entre tarefas multiarticulares e sua adaptação à fadiga, tem sido estudada no salto vertical (RODACKI; FOWLER; BENNETT, 2001, 2002), na aterrissagem do salto (JAMES; SCHEUERMANN; SMITH, 2010), em arremessos de beisebol (TRIPP; BOSWELL; GANSNEDER; SHULTZ, 2004; ESCAMILLA; BARRENTINE; FLEISIG; ZHENG; TAKADA; KINGSLEY; ANDREWS, 2007), arremessos do handebol (FORESTIER; NOUGIER, 1998), no tênis de mesa (AUNE; INGVALDSEN; ETTEMA, 2008), em tarefas de posicionamento (HUFFENUS; AMARANTINI; FORESTIER, 2006; GATES; DINGWELL, 2011; EMERY; CÔTÉ, 2012) e no chute no futebol (APRIANTONO, et al., 2006; MANOLOPOULOS; PAPADOPOULOS; KELLIS, 2006).

James, Scheuermann e Smith (2010) procuraram investigar o efeito de dois diferentes protocolos de fadiga nas variáveis cinemáticas e cinéticas no desempenho na aterrissagem do salto vertical. A amostra foi composta de 10 voluntários que realizaram a tarefa de aterrissagem em três condições: sem protocolo de fadiga, com protocolo de fadiga utilizando o exercício de *squat* e ciclismo em intensidade submáxima. Os autores verificaram que a fadiga altera o desempenho da aterrissagem, incluindo mudanças na atividade neuromuscular, cinemática do joelho, e a magnitude da

força de reação no solo. Foi encontrado, também, que os dois protocolos de fadiga afetaram, diferentemente, as variáveis neuromusculares e cinemática da aterrissagem.

Gates e Dingwell (2011) buscaram determinar os efeitos da fadiga muscular induzida por movimento repetitivo na postura e na variabilidade e estabilidade dos movimentos dos membros superiores. A tarefa de serrar, repetitivamente, até a exaustão voluntária foi realizada por 10 participantes em duas alturas diferentes: na altura do ombro e na altura do esterno. As variáveis cinemáticas foram capturadas durante o movimento inteiro. Verificou-se que a fadiga ocorreu mais rápido quando os participantes realizavam o ato de serrar na altura do ombro. Os participantes exibiram um aumento na variabilidade nos seus movimentos perto da exaustão. Os autores chegaram à conclusão de que as pessoas adaptam suas estratégias de movimento em tarefas redundantes multiarticulares e mantêm a estabilidade quando a estão realizando.

Já, Emery e Côté (2012) tiveram como objetivo avaliar os efeitos da fadiga, induzida por movimentos repetitivos de apontar para um alvo, na cinestesia da articulação do ombro durante as tarefas de articulação única e multiarticulares. Contaram com 18 participantes que realizaram a tarefa de apontar o dedo indicador para um alvo que estava localizado na altura do ombro. Após o protocolo de fadiga, os olhos dos participantes foram vendados sendo solicitado que, para tarefa de articulação única, realizassem a abdução do ombro até a posição percebida horizontalmente e, na tarefa multiarticulares, que apontassem com o dedo para um alvo localizado à sua frente e na altura do ombro. A fadiga fez com que aumentassem o posicionamento do ombro acima da condição controle, sem, entretanto, diminuir a exatidão no posicionamento do dedo diante ao alvo. Com isso, os autores concluíram que os participantes desenvolvem alguma estratégia para compensar a fadiga e continuar a ter um ótimo desempenho.

Escamilla e colaboradores (2007) analisaram a influência da fadiga no arremesso de beisebol após uma simulação de jogo que contava com a realização de 105-135 arremessos. Para isso os pesquisadores utilizaram 10 atletas universitários e dividiram o arremesso em 4 fases. Os resultados encontrados demonstraram que houve uma diminuição na velocidade de lançamento da bola após o protocolo de fadiga e o tronco ficou mais próximo

da posição vertical. Tripp e colaboradores (2004) analisaram a influência da fadiga funcional na reprodução do movimento em arremessadores de beisebol. O autor encontrou uma diferença no posicionamento articular durante a fase de preparação para o arremesso, e isso sugeria uma diminuição do senso cinestésico dos participantes.

Na modalidade de tênis de mesa, a influência da fadiga muscular dos membros superiores foi estudada na batida de forehand (tarefa multiarticular) a qual envolvia a exatidão de resposta de jogadores experientes e recreacionais. A indução da fadiga se deu, principalmente, nos membros superiores que eram responsáveis pelo movimento de forehand no tênis de mesa. Os resultados demonstraram que jogadores experientes conseguiram adaptar o seu sistema motor para atingir o objetivo da tarefa mesmo após a indução da fadiga, ao passo que, os jogadores recreacionais não realizaram o mesmo ajuste (AUNE; INGVALDSEN; ETTEMA, 2008).

Autores como Forestier e Nougier (1998) tiveram por objetivo investigar a adaptação de movimentos multiarticulares em resposta à fadiga, sendo, para isso, utilizada uma tarefa de arremessar em três alvos diferentes em situações com e sem fadiga. Neste estudo, a fadiga foi induzida nos músculos flexores de punho e, como resultado, houve uma diminuição do desempenho nas condições pós-fadiga. Na condição pré-fadiga, a coordenação do movimento seguiu o padrão próximo-distal, com a movimentação do cotovelo seguida da movimentação do punho. Contudo, a situação pós-fadiga apresentou alteração na coordenação do movimento. A estratégia aplicada para os arremessos atingirem os alvos foi de uma sincronização dos picos de velocidade do punho e do cotovelo, o que sugeria uma organização de movimento mais rígida do sistema.

Um estudo realizado por Rodacki, Fowler e Bennett (2002) o qual verificou a coordenação dos membros inferiores de 11 adultos saudáveis em uma tarefa de salto vertical sobre a influência da fadiga induzida nos músculos extensores e flexores do joelho, encontrou ajustes de algumas variáveis quando o músculo fadigado era o extensor do joelho. Os autores encontraram uma diminuição dos valores no pico de velocidade angular da articulação do joelho, permanecendo, no entanto, a ativação eletromiográfica a mesma independente da condição, isto é, com fadiga dos extensores, flexores

ou sem a realização de exercícios para fadiga.

Os estudos acima mencionados verificaram a influência da fadiga em tarefas de exatidão ou potência, com os protocolos de fadiga caracterizando-se pela indução da fadiga em todo o membro que realizaria a tarefa (FORESTIER; NOUGIER, 1998; AUNE; INGVALDSEN; ETTEMA, 2008), ou pela repetição da tarefa por muitas vezes (TRIPP, et al., 2004; ESCAMILLA et al., 2007;). Alguns estudos (HUFFENUS; AMARANTINI; FORESTIER, 2006; RODACKI; FOWLER; BENNETT, 2002) verificaram que a coordenação também pode ser alterada ao se induzir a fadiga em diferentes grupos musculares responsáveis pelo exercício.

Huffenus, Amarantini e Forestier (2006) verificaram o efeito da fadiga muscular em diferentes grupos musculares no arremesso por cima do ombro. A indução da fadiga se deu no tríceps e nos extensores digitais comuns, proximais e distais. Os participantes realizaram duas diferentes organizações respectivas aos músculos fadigados. Quando os músculos mais distais foram fadigados houve uma diminuição do torque sobre a articulação do cotovelo para manter a velocidade do punho. Já, na condição de fadiga do músculo mais proximal, houve um aumento da participação do punho para a realização do arremesso.

Em relação ao chute com dorso de pé no futebol, Zemkova e Hamar (2009) analisaram o efeito da fadiga por meio de uma simulação de jogo no desempenho neuromuscular. Os participantes foram avaliados antes da simulação, após a primeira parte da simulação e ao final da simulação. As variáveis analisadas foram potência dos membros inferiores, equilíbrio estático e dinâmico e velocidade de início para o chute no futebol, não sendo encontradas diferenças entre as avaliações para a velocidade do chute após o protocolo de simulação de jogo.

Juárez, Mallo, De Subijana, Navarro, (2011) verificaram o efeito agudo do exercício de resistência no salto e no desempenho do chute em jovens jogadores de futebol. Para isso, 11 jogadores com idade média de 16,1 ( $\pm 0,2$ ) anos foram avaliados em atividades de salto com contra-movimento e chutes após um protocolo de corrida de 20 minutos em uma esteira com 80% da sua frequência cardíaca máxima. Em relação ao desempenho do chute foram avaliadas a velocidade máxima da bola, a velocidade linear máxima do

pé, tornozelo, joelho e quadril, e a velocidade linear do pé no momento de contato com a bola. Não foram encontradas diferenças para nenhuma variável no desempenho do chute após o protocolo de fadiga.

Draganidis, Chatzinikolaou, Jamurtas, Carlos Barbero, Tsoukas, Theodorou, Margonis, Michailidis, Avloniti, Theodorou, Kambas, Fatouros, (2013) analisaram o efeito de diferentes intensidades de exercício no desempenho de habilidades do futebol. Foram avaliados: passe, passe longo, drible, chute e cabeceio. Embora os autores concluam que não há efeito do treinamento com de força no desempenho dos testes de habilidades, os resultados encontrados demonstram diminuição na habilidade de passe e chute após os exercícios de resistência de intensidade moderada.

Apriantono e colaboradores (2006) examinaram o efeito da fadiga muscular dos membros inferiores nas variáveis cinemáticas e cinéticas do chute com dorso de pé. A fadiga foi induzida pela repetição até a exaustão de exercícios de extensão do joelho e flexão do joelho. Participaram do estudo 7 jogadores sendo o objetivo executar um chute com a maior potência. Os resultados demonstraram uma menor velocidade da bola na condição de fadiga devido à redução na velocidade de oscilação da perna e a um contato pior do pé com a bola. Os autores concluíram que a fadiga muscular induzida neste estudo, não somente diminuiu a capacidade de gerar potência, como também levou uma coordenação entre os segmentos menos eficientes durante o chute.

Assim, parece que, em alguns protocolos de fadiga, não há registros de diminuição do desempenho no chute, enquanto que em outros protocolos o chute sofre influência da fadiga. Assim, é importante, para o entendimento do processo de coordenação do movimento, verificar a influência do protocolo de fadiga em diferentes grupos musculares em tarefas que requerem diferentes objetivos, como exatidão e potência.

### 3 MÉTODOS

#### 3.1 PARTICIPANTES

O estudo foi composto por 12 atletas de futsal do sexo masculino, com idade entre 17 e 25 anos ( $18,75 \pm 2,37$  anos). Os atletas se caracterizaram por apresentar: tempo de prática sistematizada de 10,17 ( $\pm 2,65$ ) anos, estatura de 176,33 ( $\pm 8,69$ ) cm e peso corporal de 71,65 ( $\pm 7,17$ ) kg. No período das coletas, a carga horária de treinamento dos atletas era de 6 horas semanais. Os atletas representavam a cidade de Londrina ou a Universidade Estadual de Londrina (UEL) em competições estadual e nacional, Jogos da Juventude do Paraná e Jogos Universitários Brasileiros, respectivamente (Apêndice A). Como critério de exclusão, não poderiam fazer parte do estudo os atletas que apresentassem alguma lesão musculoesquelética ou qualquer outro tipo de enfermidade que os impossibilitasse a prática esportiva durante o estudo.

Antes do início da fase experimental foram explicados aos participantes os objetivos do estudo, as possíveis consequências, como também as futuras implicações dos resultados. Após a explicação, foi entregue aos participantes e/ou responsável legal, no caso de menores de idade, um termo de consentimento livre e esclarecido, que autorizava a participação no estudo, assim como a permissão de uso das imagens para a condução da análise dos dados. Por meio de um questionário foram obtidas informações adicionais sobre o tempo de prática sistematizada de futsal, o tempo de inscrição na federação, data de nascimento e campeonatos disputados nos últimos dois anos.

#### 3.2 TAREFA EXPERIMENTAL

A tarefa consistiu em chutar uma bola estacionária com o dorso de pé (*TOPPER KV 12* – 420g) seguindo-se duas orientações: (1) chutar com a maior potência; e (2) chutar no centro de um alvo. Foi permitida ao participante uma corrida de aproximação à bola de até 5 metros, podendo ele optar pela a velocidade e pela a angulação de aproximação. Em combinação com as

tarefas de chute, os participantes realizaram exercícios para os músculos extensores e flexores do joelho a fim de induzir a fadiga muscular nos referidos grupos musculares.

Desse modo, as tarefas foram constituídas de 6 situações: (1) Chute de potência com exercícios para flexores do joelho (FLEX\_POT); (2) Chute de potência com exercícios para extensores do joelho (EXT\_POT); (3) Chute de exatidão com exercícios para flexores do joelho (FLEX\_EXAT); (4) Chute de exatidão com exercícios para extensores do joelho (EXT\_EXAT); (5) situação controle do chute de potência (CON\_POT); e (6) situação controle para o chute de exatidão (CON\_EXAT). Para evitar algum tipo de interferência nos resultados, a ordem das condições de chutes foi aleatorizada entre os participantes por meio de sorteio, com exceção das situações controles que sempre foram realizadas na primeira sessão.

Da mesma forma, para que as instruções fornecidas aos atletas não pudessem interferir no resultado do experimento, elas foram padronizadas. Para as condições nas quais os atletas deveriam realizar chutes de potência, a instrução foi “chute a bola com o dorso de pé, impondo a maior velocidade possível no momento do chute”. Para as condições nas quais exigia-se dos atletas um chute de exatidão, a instrução foi “chute a bola com o dorso do pé com o objetivo de acertar o centro do alvo”. Para esta última condição foi construído um alvo ( $r=10\text{cm}$ ) no centro de uma prancha de madeira ( $2\times 3\text{m}$ ), que foi amarrada na parte interna de uma baliza e posicionada a 7m da bola. A baliza só era adicionada ao cenário experimental quando a condição experimental era o chute com o objetivo de acertar o centro do alvo.

### 3.3 PROCEDIMENTOS

Na primeira sessão, os participantes compareceram ao Centro de Educação Física e Esporte da Universidade Estadual de Londrina para as tomadas de mensuração da estatura e do peso corporal. A estatura foi medida com um estadiômetro de parede (*Wiso*) com escala de 0,1 centímetros e o peso corporal foi mensurado em uma balança Ultra *Slim* W939 (*Wiso*) com graduação de 100g. Além das medidas realizadas, também foi apresentado aos participantes o local (Ginásio João Santana/CEFE/UEL) no qual seriam conduzidas as sessões de coleta assim como os procedimentos do

experimento.

Na sequência, os participantes realizaram um teste de uma repetição máxima (1RM). O teste foi precedido de um aquecimento de 5 minutos composto por exercícios generalizados (corrida) e específicos (exercícios nos aparelhos), os quais foram controlados pelo pesquisador. O aquecimento generalizado constituiu-se de atividades de baixa intensidade a fim de evitar um estado de fadiga dos atletas antes das avaliações.

Para o aquecimento específico (exercícios nos aparelhos de flexão e extensão de joelho) foi definido uma carga de 20% relativa ao peso corporal do participante. Após o aquecimento específico foi respeitado um período de 2 minutos de descanso para a realização da primeira avaliação do 1RM. Para este teste, os atletas foram instruídos a realizar duas repetições e, caso o critério fosse atendido ou se realizasse uma única repetição, era adicionada mais carga ao exercício e era realizada outra tentativa, após 3 minutos de intervalo. Se ele não completasse nenhuma repetição, então a carga era diminuída e, também, após 3 minutos era realizada outra repetição. Cada participante realizou 3 repetições em cada aparelho, sendo a ordem de realização dos exercícios nos aparelhos sorteada entre os participantes.

Nas sessões posteriores, os participantes foram recebidos pelo pesquisador que detalhava como seria a sua sessão. Após uma nova explicação do estudo e da sessão experimental, o pesquisador iniciava a preparação do participante com a colocação dos marcadores refletivos no participante, sendo todos colocados por um único avaliador. Respeitou-se sempre a mesma ordem de colocação dos marcadores, começando-se pelo mais caudal (quinto metatarso) até o mais próximo à cabeça (acrômio).

Após a colocação dos marcadores, era feita um aquecimento, que consistia de uma corrida de baixa intensidade durante 5 minutos, seguido do aquecimento específico composto de chutes à bola por 3 minutos. Terminado o aquecimento, respeitando-se um intervalo de 2 minutos para início dos testes. Após esse intervalo, os participantes realizavam 5 chutes por sorteio (potência ou exatidão), sendo essa fase denominada de situação controle.

Posteriormente a esses 5 chutes, foram concedidos mais 2 minutos de descanso para que, na sequência, o participante executasse o

protocolo de fadiga sorteado para a sessão. Após o protocolo de fadiga, procedia-se a mais 5 chutes (potência ou exatidão) (Quadro 1).

Quadro 1 - Exemplo de procedimento experimental de um participantes do estudo.

1 Sessão	Aquecimento	Aquecimento Específico	1 RM Extensão de Joelho	1 RM Flexão de Joelho
2 Sessão	Aquecimento	Controle: chute de potência	Protocolo de fadiga: flexão de joelho	Pós-fadiga: chute de potência
3 Sessão	Aquecimento	Controle: chute de exatidão	Protocolo de fadiga: extensão de joelho	Pós-fadiga: chute de exatidão
4 Sessão	Aquecimento	Protocolo de fadiga: extensão de joelho	Pós-fadiga: chute de potência	
5 Sessão	Aquecimento	Protocolo de fadiga: flexão de joelho	Avaliação de exatidão após o exercício	

Fonte: O próprio autor

Devido a problemas de localização da realização do exercício e do local do chute era solicitado aos participantes que se movessem após a realização do exercício para o local de chute, o mais rápido possível. Para verificar se houve diferenças entre os deslocamentos desses dois locais, foi mensurado o tempo de deslocamento do término do exercício até o primeiro chute.

### 3.4 EXERCÍCIOS PARA INDUÇÃO DA FADIGA

Os exercícios escolhidos para a indução da fadiga foram os de extensão e flexão de joelho, ambos foram realizados em aparelhos de academia própria para este tipo de exercício. Os participantes foram orientados a realizar a maior quantidade possível de repetições de movimentos no exercício escolhido. As cargas utilizadas foram de 60% do teste de 1RM para ambos os exercícios. Os participantes realizavam 3 séries para o exercício selecionado na sessão, com intervalo de 1 minutos entre as séries, e, a cada início de repetição era lembrado aos participantes para que realizassem a maior quantidade possível de repetições até que ele não conseguissem realizar contração voluntária. Para avaliar o quanto de força o participante deixava de acionar em relação a condição inicial, contava-se o número de repetições

realizadas na primeira e terceira série, e esses valores foram utilizados para o cálculo do índice de fadiga (IF), índice este estabelecido conforme o conceito de fadiga de Enoka e Stuart (1992), para quais a fadiga denota uma diminuição aguda no desempenho, levando a verificar à diminuição nas repetições da terceira série de repetições em relação a primeira série é uma maneira de quantificar a fadiga. O índice de fadiga foi calculado da seguinte maneira:

Equação 1 - Cálculo do Índice de Fadiga

$$X/Z*100=IF$$

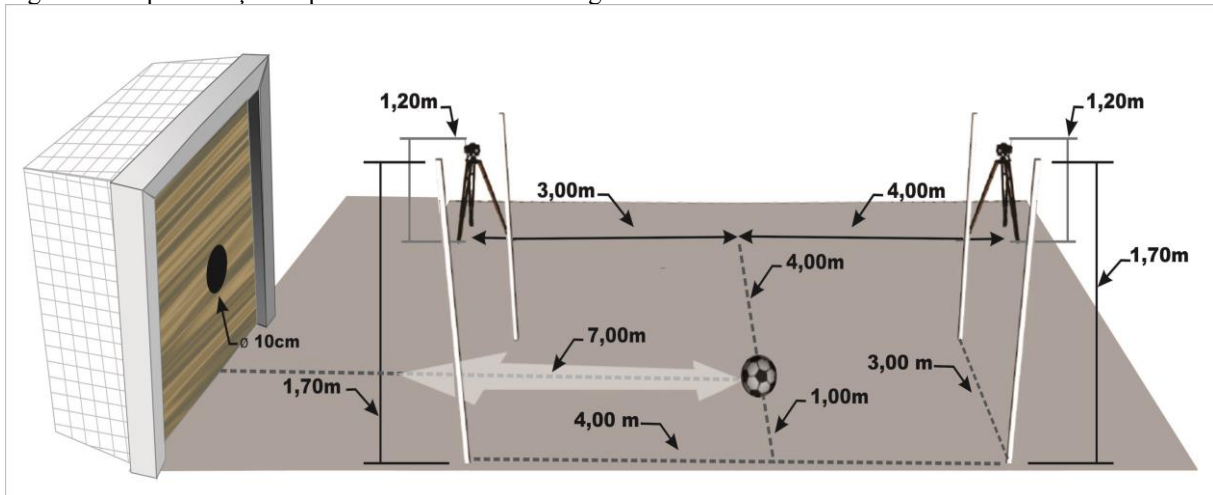
no qual X = número de repetições realizadas na última série e Z = número de repetições na primeira série.

### 3.5 AVALIAÇÃO DA CINEMÁTICA

Mediante avaliação cinemática foi possível determinar as características espaciais e temporais dos chutes, de potência e exatidão, nas condições sem fadiga e sob influência da fadiga.

Para esse fim, foram utilizadas duas câmeras digitais (*Casio Exilim FH-20*) em uma frequência de aquisição de 210Hz e com exposição de 1/1250. Foi utilizado a *Direct Linear Transformation* para a calibragem das câmeras e reconstrução das coordenadas de pontos (ABDEL-AZIZ; KARARA, 1971). A área de coleta possuiu um volume de 20,4m<sup>3</sup>, o qual foi delimitado por um calibrador (4x3x1,7m). Uma câmera foi posicionada a 4m atrás e 3m à direita do local de chute e a outra câmera foi colocada a 4m atrás e 4m a esquerda do local de chute. A utilização de duas câmeras possibilitou-nos a reconstrução do movimento em três dimensões (3D). A área de filmagem foi calibrada a cada início de sessão do chute (Figura 2).

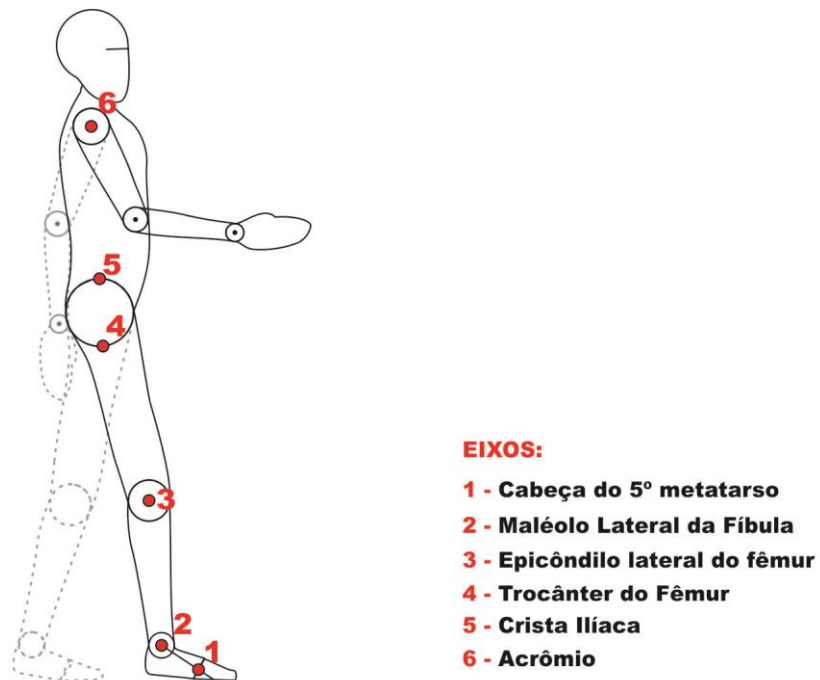
Figura 2 - Representação esquemática da área de filmagem.



Fonte: Próprio Autor

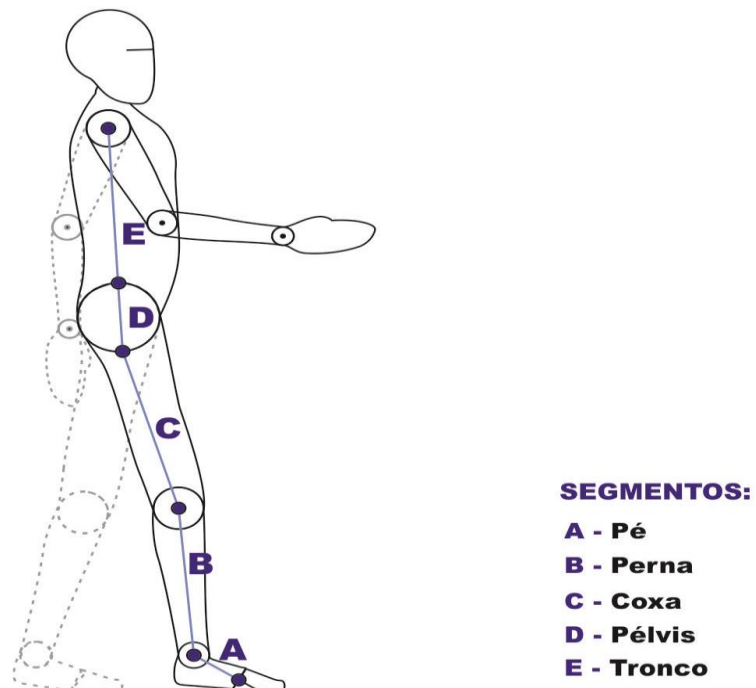
O modelo biomecânico utilizado para reconstrução dos movimentos foi composto por uma série de marcadores refletivos ( $\varnothing=5\text{cm}$ ) posicionados sobre os seguintes processos anatômicos: (1) Cabeça do 5º metatarso; (2) Maléolo Lateral da Fíbula; (3) Epicôndilo lateral do fêmur; (4) Trocânter do Fêmur; (5) Crista Ilíaca (6) Acrômio (Figura 3). Este conjunto de pontos foi utilizado para definir os segmentos corporais do (A) pé (1 e 2), (B) perna (2 e 3), (C) coxa (3 e 4), (D) pélvis (4 e 5) e (E) tronco (5 e 6) (Figura 4). As ligações entre os segmentos corporais do pé e da perna deram origem à (I) articulação do tornozelo; os segmentos corporais da perna e da coxa formaram a (II) articulação do joelho; já os segmentos corporais da coxa e pélvis formaram a (III) articulação do quadril (Figura 5). Devido à realização dos exercícios, para aderência dos marcadores ao corpo, foi utilizado uma cera depilatória a frio (*DePiroll*).

Figura 3 Representação gráfica do modelo anatômico utilizado: posicionamento dos marcadores refletivos.



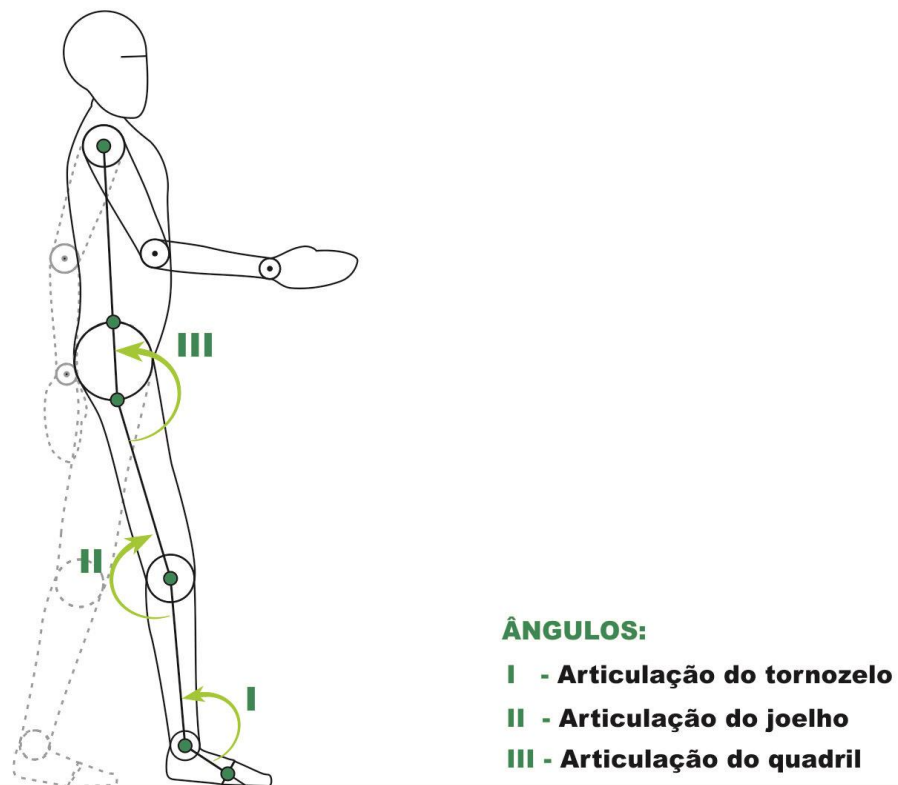
Fonte: Próprio Autor

Figura 4 Representação gráfica do modelo anatômico utilizado: definição dos segmentos corporais.



Fonte: Próprio Autor

Figura 5 - Representação gráfica do modelo anatômico utilizado: representação das articulações



Fonte Próprio Autor

As imagens foram editadas com o *software Virtualdub 1.10.4* (*Virtualdub.org*). A determinação do início do movimento de chute foi no instante no qual o dedo do pé da perna de chute perde o contato com o solo. O final do movimento foi determinado no instante em que o pé do membro que está realizando o chute faz o contato com a bola. Para a análise biomecânica do movimento foi utilizado somente o vídeo no qual o participante atingiu a maior velocidade na situação controle com objetivo de potência e, para a situação de exatidão, o chute mais próximo ao centro do alvo foi calculado pela fórmula:

Equação 2 - Distância Euclédiana entre o local de contato da bola em relação ao centro do alvo

$$D = \sqrt{(x_a - x_b)^2 + (y_a - y_b)^2}$$

no qual  $x_a$  = coordenada do alvo no eixo das abscissa,  $x_b$  = coordenada da bola no eixo da abscissa,  $y_a$  = coordenada do alvo no eixo da ordenada e  $y_b$  = coordenada da bola no eixo da ordenada.

Nas condições após o exercício de fadiga, foi analisado somente o primeiro chute, descartando-se os demais chutes. Para a análise das imagens, foi utilizado o *software SkillSPector v. 1.3.2 (Video4coach)*. Para facilitar a comparação entre os participantes após a filtragem, os dados de deslocamento foram normalizados em função do tempo. Dessa forma, serão expressos de maneira que o início do movimento corresponda a 0% e o final a 100% do movimento.

Após a digitalização das imagens, os ângulos foram calculados pelo arco cosseno do produto do comprimento dos vetores (norma ou módulo) pela projeção escalar do vetor A no vetor B:

Equação 3 - Cálculos dos ângulos das articulações.

$$\theta = \arccos \left( \frac{(\mathbf{A} \cdot \mathbf{B})}{(|\mathbf{A}| \cdot |\mathbf{B}|)} \right).$$

Para o cálculo da velocidade da bola, foram digitalizados 10 quadros após o contato com a bola a partir das coordenadas extraídas das filmagens, foi realizada uma regressão linear de primeiro grau para o movimento da bola no eixo X e Y e uma regressão linear de segundo grau para o eixo Z. Posteriormente, a velocidade média da bola foi calculada a partir da distância percorrida dividida pelo tempo percurso.

Para a velocidade instantânea linear do pé, foram utilizadas as coordenadas das três dimensões do deslocamento do marcador colocado no quinto metatarso do membro de chute no momento do contato com bola.

### 3.6 VARIÁVEIS DE ESTUDO

As condições de fadiga (flexores, extensores e controle) e os diferentes objetivos dos chutes (exatidão e potência) foram considerados como variáveis independentes. Já, as variáveis dependentes foram os deslocamentos angulares, os picos de velocidades angulares e velocidades lineares das articulações do quadril, joelho e tornozelo, a velocidade linear do pé no momento do contato com a bola, o ângulo das articulações do quadril,

joelho e tornozelo no momento do contato com a bola, a amplitude articular das articulações do quadril, joelho e tornozelo, e a razão entre velocidade do pé e da bola no contato.

Para a medida de desempenho do chute, foi calculada a velocidade da bola após o contato do pé com a bola, e, para o chute com exatidão, foi calculado o erro radial, erro direcional e o erro variável (KIM; CHUNG; TENNANT; SINGER; JANELLE, 2000).

### 3.7 TRATAMENTO DOS DADOS

Após cálculo dos ângulos das articulações do quadril, joelho e tornozelo os dados foram filtrados para a utilização na derivação das velocidades angulares. Para atenuação dos ruídos da análise cinemática, foi aplicado um filtro recursivo do tipo *Butterworth* passa-baixa de 4ª ordem. A frequência de corte para a filtragem dos pontos espaciais foi determinada por meio de análise residual (WINTER, 2005) estabelecendo-se assim uma frequência de corte de 6Hz.

### 3.8 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados foram analisados com auxílio de estatística descritiva de média e desvios-padrão. Foi realizado um teste de normalidade dos dados e para comparação das variáveis, por meio do teste de ANOVA *Two Way* com medidas repetidas. Para tanto, foi realizado um teste de esfericidade dos dados por meio do teste de *Mauchly's*. Quando o pressuposto de esfericidade foi violado utilizou-se uma correção de esfericidade de *Greenhouse-Geisser*. Para determinar as diferenças utilizou-se o teste de *Bonferroni* como Post-hoc. Foi calculado o tamanho do efeito (ES) para todas as comparações e sua interpretação seguiu os procedimentos descritos por Cohen (1992).

A significância adotada foi de  $P < 0,05$ . As análises estatísticas foram realizadas através do software *Statistical Product and Service Solutions®* (SPSS versão 20.0, IBM Inc.).

## 4 RESULTADOS

Os resultados do estudo serão apresentados de acordo com os objetivos propostos no estudo. O objetivo geral do estudo foi comparar o efeito da fadiga dos flexores e extensores do joelho sobre a habilidade de chutar com o dorso de pé visando-se diferentes objetivos. O objetivo específico, qual seja comparar as variáveis cinemáticas e de coordenação na habilidade de chutar com potência e exatidão; as variáveis cinemáticas e de coordenação dos extensores do joelho na habilidade de chutar com potência sob condição de fadiga; as variáveis cinemáticas e de coordenação na habilidade de chutar com potência os flexores do joelho quando estão; as variáveis cinemáticas e de coordenação na habilidade de chutar com exatidão quando estão fadigados os extensores do joelho; e as variáveis cinemáticas e de coordenação na habilidade de chutar com exatidão quando fadigados os flexores do joelho.

### 4.1 ÍNDICE DE FADIGA

Em relação ao IF, quando realizaram o exercício de extensão de joelho e após realizado o chute com potência, os participantes obtiveram um IF de  $24,30 \pm 2,79\%$ . Quando o mesmo exercício, extensão de joelho, foi realizado e o objetivo da tarefa era o de chutar com exatidão o IF calculado foi de  $23,52 \pm 2,73\%$ . No protocolo de fadiga de flexão de joelho e logo após o chute de potência, o IF foi de  $24,75 \pm 3,28\%$ . Em relação ao IF, quando o objetivo da tarefa era exatidão e tendo-se como protocolo de fadiga anterior a flexão do joelho, a diminuição média na capacidade de realizar trabalho foi de  $23,46 \pm 2,19\%$  (Tabela 1).

Tabela 1 - Média e desvio padrão do IF para as condições experimentais.

<b>Condições</b>	<b>Potência (%) M (DP)</b>	<b>Exatidão (%) M (DP)</b>
<b>Extensão do Joelho</b>	24,30 ( $\pm 2,79$ )	23,52 ( $\pm 2,73$ )
<b>Flexão do Joelho</b>	24,75 ( $\pm 3,28$ )	23,46 ( $\pm 2,19$ )

Os resultados dos testes inferenciais obtidos no cálculo do índice de fadiga demonstraram não haver diferenças significativas nos fatores

tipo de exercício ( $F_{(2,11)}=0,078$ ;  $P=0,786$ ;  $ES<0,01$ ) e objetivo da tarefa ( $F_{(1,11)}=3,025$ ;  $P=0,110$ ;  $ES=0,21$ ). Da mesma forma não foram encontradas interações entre os protocolos de fadiga e o objetivo da tarefa ( $F_{(2,11)}=0,049$ ;  $P=0,829$ ;  $ES<0,01$ ).

## 4.2 TEMPO ENTRE O FINAL DO EXERCÍCIO E O CHUTE

Devido à distância entre o local de realização de chutes e o local de realização dos protocolos de fadiga, foi cronometrado o tempo de deslocamento. A média dos tempos, na situação de extensão de joelho quando se estava para realizar o chute de potência, foi de  $20,40 \pm 2,59$ s. Já, após o mesmo protocolo de indução da fadiga, mas com o objetivo de chute de exatidão, os participantes demoraram em média  $19,81 \pm 3,06$ s. No protocolo de fadiga de flexão de joelho o chute com objetivo de potência, a média do tempo foi de  $19,34 \pm 2,77$ s, e, quando o mesmo protocolo foi utilizado e o objetivo da tarefa era exatidão, o tempo médio foi de  $19,88 \pm 2,42$  (Tabela 2).

Tabela 2 - Média e desvio padrão de deslocamento entre os aparelhos de exercício e o início do chute.

<b>Condições</b>	<b>Potência (s) M (DP)</b>	<b>Exatidão (s) M (DP)</b>
<b>Extensão do Joelho</b>	20,40 ( $\pm 2,59$ )	19,81 ( $\pm 3,06$ )
<b>Flexão do Joelho</b>	19,34 ( $\pm 2,77$ )	19,88 ( $\pm 2,42$ )

A análise inferencial do tempo que os participantes levaram entre o final do protocolo de fadiga até o início da tarefa de chute demonstrou não haver diferenças no fator protocolo de exercício realizado ( $F_{(2,11)}=0,281$ ;  $P=0,606$ ) e no fator objetivo da tarefa ( $F_{(1,11)}=0,001$ ;  $P=0,979$ ), também não foram encontradas diferenças na interação entre tipo de exercício realizado e objetivo do chute ( $F_{(2,11)}=0,510$ ;  $P=0,490$ ).

## 4.3 VELOCIDADE DA BOLA APÓS O CONTATO

O cálculo da velocidade da bola após o contato do pé com a bola na situação sem fadiga apresentou valores de  $22,47 \pm 1,43$ m.s<sup>-1</sup> e  $22,20 \pm 2,23$ m.s<sup>-1</sup> para os objetivos de potência e exatidão respectivamente. No protocolo de fadiga de extensão de joelhos e na situação de potência, a

velocidade foi de  $19,87 \pm 2,26 \text{ m.s}^{-1}$  e na situação de exatidão a velocidade foi de  $19,07 \pm 1,41 \text{ m.s}^{-1}$ . Quando o objetivo foi avaliar a potência após a fadiga de flexão de joelho, a velocidade foi de  $20,62 \pm 1,75 \text{ m.s}^{-1}$  e quando o objetivo era avaliar a exatidão do chute com o protocolo de extensão, a velocidade foi de  $18,42 \pm 1,42 \text{ m.s}^{-1}$  (Tabela 3).

Tabela 3 - Média e desvio padrão da velocidade da bola após o contato nas situações experimentais.

Condições	Potência ( $\text{m.s}^{-1}$ )	Exatidão ( $\text{m.s}^{-1}$ )
	M (DP)	M (DP)
Sem Fadiga	22,47 ( $\pm 1,43$ )	22,20 ( $\pm 2,23$ )
Extensão do Joelho	19,87 ( $\pm 2,26$ )	19,07 ( $\pm 1,41$ )
Flexão do Joelho	20,62 ( $\pm 1,75$ )	18,48 ( $\pm 1,42$ )

Após a realização do teste de *Mauchly's* foi verificada a não esfericidade das variâncias ( $W_{(2)}=0,449$ ;  $P=0,018$ ). Portanto nesta variável foi utilizada a correção de *Greenhouse-Geisser*. A velocidade da bola após o contato apresentou diferenças no fator principal fadiga ( $F_{(1,289,11)}=17,145$ ;  $P=0,001$ ;  $ES=0,61$ ), indicando o teste Post-hoc de *Bonferroni* que existe diferença na velocidade entre a situação sem protocolo de fadiga e com protocolo de fadiga de extensão de joelho ( $P=0,007$ ) e entre a situação sem fadiga e o protocolo de fadiga de flexão do joelho ( $P<0,001$ ). Foram encontradas diferenças no fator objetivos de potência e exatidão ( $F_{(1,11)}=8,455$ ;  $P=0,014$ ;  $ES=0,43$ ). Não houve interação entre os protocolos de fadigas e o objetivo ( $F_{(1,462,11)}=1,953$ ;  $P=0,166$ ;  $ES=0,15$ ).

## 4.4 MEDIDA DE DESEMPENHO DA EXATIDÃO

### 4.4.1 Erro Radial

O Erro Radial (ER), que é a medida do local atingido pela bola após o chute, em relação ao centro do alvo, apresentou diferenças entre as condições de fadiga ( $F_{(2,11)}=16,94$ ;  $P<0,001$ ;  $ES=0,60$ ). A média dos ERs da situação controle foi diferente da apresentada pelo protocolo de fadiga de

flexão do joelho ( $P=0,002$ ) e da apresentada pelo protocolo de fadiga da extensão do joelho ( $P<0,001$ ). E os ERs dos chutes, após o protocolo de fadiga de extensão de joelho foram estatisticamente iguais ao ER dos chutes após o protocolo de flexão de joelho ( $P=0,784$ ) (Tabela 4).

#### 4.4.2 Erro Variável Ajustado

O Erro Variável Ajustado (EVA), que representa a consistência de um grupo de respostas independentemente da localização do alvo, apresentou diferenças da situação controle em relação aos protocolos de fadiga ( $F_{(2,11)}=19,058$ ;  $P<0,001$ ;  $ES=0,63$ ). A situação controle foi diferente em do protocolo que realizava extensão de joelho ( $P=0,039$ ) e da do protocolo de flexão de joelho ( $P<0,001$ ). Entre os protocolos de fadiga, os chutes após o protocolo de exercício de flexão de joelho apresentou valores diferentes dos encontradas após o protocolo de fadiga de extensão de joelho ( $P=0,003$ ) (Tabela 4).

#### 4.4.3 Erro Direcional

O Erro Direcional (ED), que indica a direção de respostas para alvos bidimensionais, apresentou diferenças entre as situações de fadiga ( $F_{(2,11)}=6,14$ ;  $P=0,008$ ;  $ES=0,35$ ). Após a aplicação do teste de *post-hoc* foram encontradas diferenças significativas entre a situação controle e do protocolo de fadiga de flexão dos joelhos ( $P=0,001$ ) (Tabela 4).

Tabela 4- Medidas de erro referentes aos protocolos de fadiga para os chutes de exatidão.

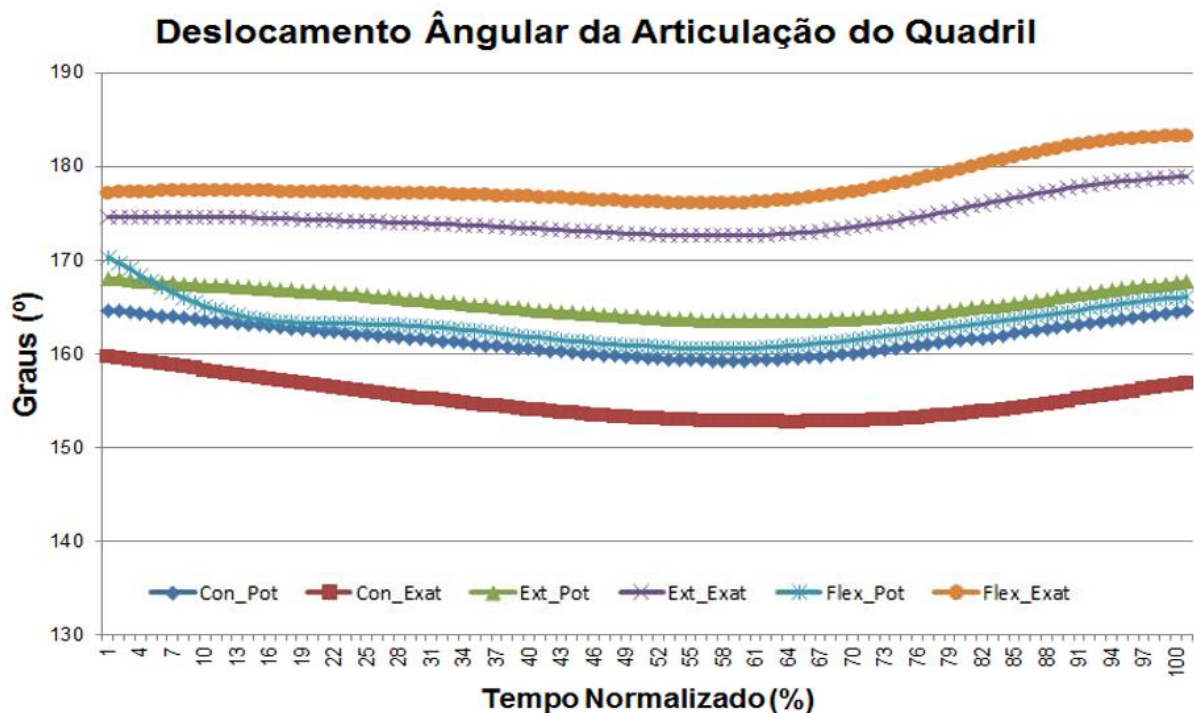
Condições	ER (cm) M (DP)	EVA (cm) M (DP)	ED (°) M (DP)
Sem Fadiga	2,94 ( $\pm 1,45$ )	7,44 ( $\pm 1,07$ )	118,14 ( $\pm 72,14$ )
Extensão do Joelho	8,05 ( $\pm 2,95$ )	12,40 ( $\pm 2,48$ )	172,20 ( $\pm 103,87$ )
Flexão do Joelho	6,93 ( $\pm 2,36$ )	9,28 ( $\pm 1,72$ )	244,49 ( $\pm 77,02$ )

#### 4.5 DESLOCAMENTO ANGULAR DAS ARTICULAÇÕES

Examinando a Figura 6, podemos observar o deslocamento do quadril durante o chute nas 6 situações experimentais. O quadril iniciou um pequeno movimento de flexão e depois, na hora do chute, realizou uma extensão. O padrão de movimentação foi igual em todas as situações, havendo mudanças apenas na magnitude. No final do movimento foram encontradas diferenças em relação ao posicionamento do quadril no fator fadiga ( $F_{(2,12)}=7,681$ ;  $P=0,03$ ;  $ES=0,41$ ), encontrando-se com o teste de *post-hoc* diferenças entre a situação controle e protocolo de flexores do joelho. Foram encontradas diferenças relacionadas ao objetivo da tarefa ( $F_{(1,11)}=9,384$ ;  $P=0,011$ ;  $ES=0,48$ ), constando-se interações entre os fatores de fadiga e objetivo ( $F_{(2,11)}=10,187$ ;  $P=0,001$ ;  $ES=0,48$ ).

Após a realização do *post-hoc* notou-se que na situação em que não há fadiga e o objetivo de potência, a articulação do quadril estava mais estendida ( $M=146,95\pm 11,35$ ) do que naquela em que o objetivo de exatidão ( $M=134,85\pm 9,50$ ) ( $F=6,73$ ;  $P=0,025$ ). Houve diferença também na situação de protocolo de extensão de joelho na qual a articulação do quadril estava mais estendida quando o chute realizado era o de exatidão ( $M=156,19\pm 10,34$ ) do que quando o chute era de potência ( $M=142,66\pm 13,73$ ) ( $F=14,78$ ;  $P=0,003$ ). E, na situação do protocolo de fadiga de flexão do joelho, verificou-se que na situação de exatidão o quadril ( $M=162,34\pm 14,20$ ) apresentou-se também mais estendido do que na de potência ( $M=145,96\pm 9,84$ ) ( $F=10,55$ ;  $P=0,008$ ).

Figura 6 - Média do deslocamento angular da articulação do quadril nas diferentes situações experimentais

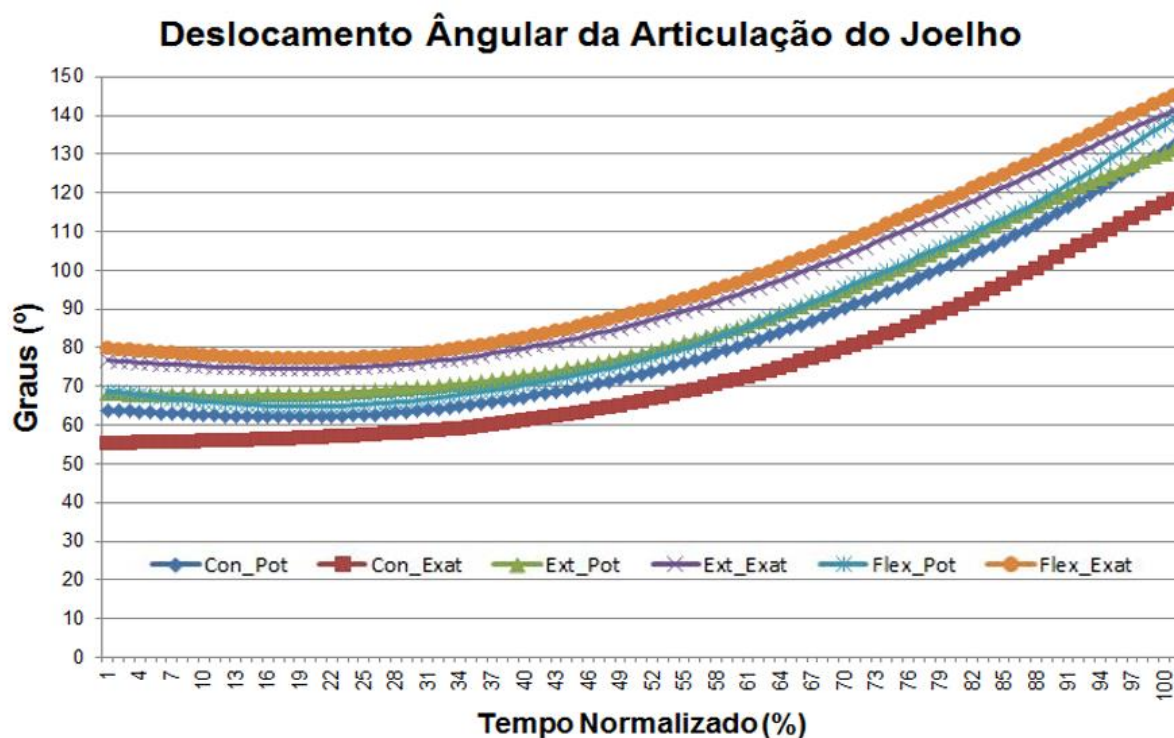


Na Figura 7 temos o deslocamento da articulação do joelho ao longo do tempo normalizado. No início do movimento proposto neste estudo, o joelho apresenta-se quase completamente flexionado, e, no contato com a bola apresenta-se quase totalmente estendido. No final do movimento foram encontradas diferenças quanto ao posicionamento do joelho no fator fadiga ( $F_{(2,12)}=18,016$ ;  $P<0,001$ ;  $ES=0,62$ ), encontrando-se com o teste *post-hoc* diferenças entre a situação controle e de protocolo de flexores do joelho ( $P<0,001$ ) e entre o protocolo de fadiga de flexores de joelho e no protocolo de extensão de joelho. Não foram encontradas diferenças relacionadas ao objetivo da tarefa ( $F_{(1,11)}=0,292$ ;  $P=0,600$ ;  $ES=0,02$ ). Contudo, foram encontradas interações entre os fatores de fadiga e o objetivo ( $F_{(2,11)}=9,737$ ;  $P=0,020$ ;  $ES=0,47$ ).

Após a realização do *post-hoc* foram encontradas diferenças na situação sem fadiga e com o objetivo de potência, na qual a articulação do joelho estava mais estendida ( $M=133,91\pm 8,85$ ) do que quando o objetivo era de exatidão ( $M=114,52\pm 10,66$ ) ( $F=20,64$ ;  $P<0,001$ ). Diferenças foram encontradas também na situação de protocolo de extensão de joelho na qual a articulação do joelho apresentou-se mais estendida quando a finalidade do

chute tinha como objetivo a exatidão ( $M=136,14\pm 11,36$ ) do que quando a finalidade do chute era de potência ( $M=124,30\pm 13,73$ ) ( $F=19,32$ ;  $P<0,001$ ). E, na situação do protocolo de fadiga de flexão do joelho, notou-se que, com o objetivo de avaliar a exatidão ( $M=136,79\pm 8,51$ ) o joelho também estava mais estendido do que o objetivo era avaliar o chute de potência ( $M=147,99\pm 6,82$ ) ( $F=11,58$ ;  $P=0,006$ ).

Figura 7 - Média do deslocamento angular da articulação do joelho nas diferentes situações experimentais

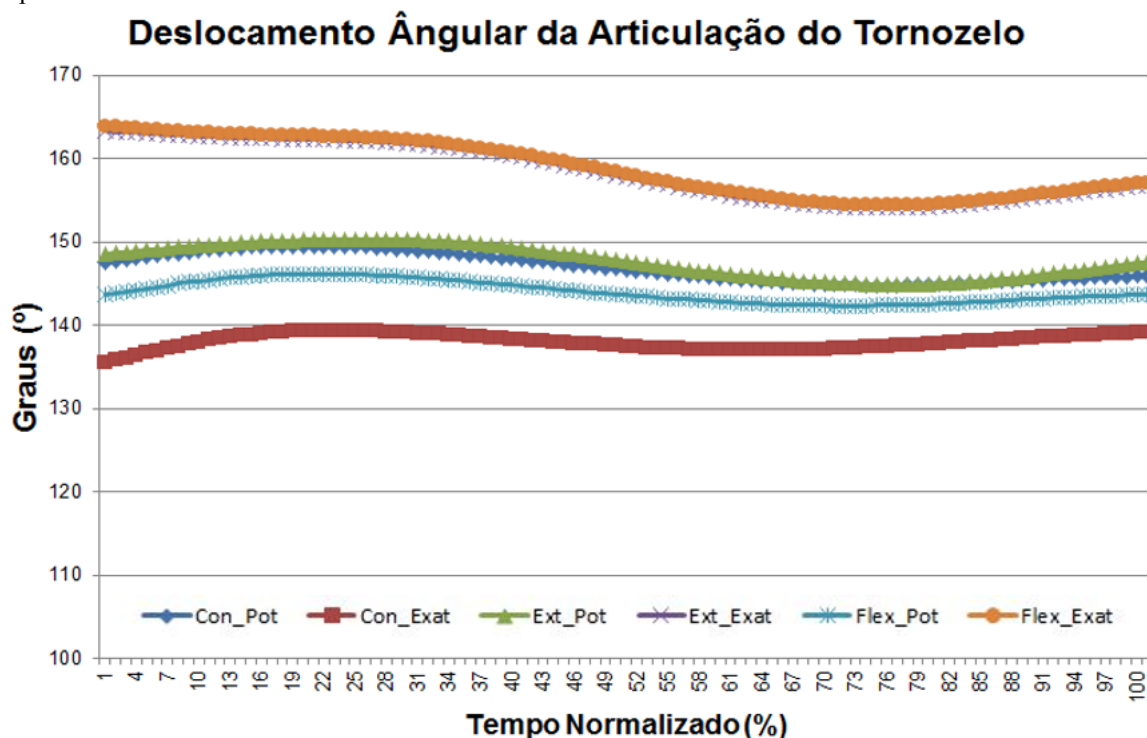


Na figura 8 é apresentado o deslocamento angular do tornozelo em relação ao tempo normalizado. Durante o estudo do movimento, o tornozelo realizava flexão plantar, e era observado em que momento deixara de realizar o contato com o chão até o momento em que o pé realizara o contato com a bola. No final do movimento foram encontradas diferenças quanto ao posicionamento do tornozelo no fator fadiga ( $F_{(2,12)}=5,488$ ;  $P=0,012$ ;  $ES=0,33$ ). Contudo, o teste *post-hoc* não foi sensível a essas diferenças. Foram encontradas diferenças relacionadas ao objetivo da tarefa ( $F_{(1,11)}=9,737$ ;  $P=0,010$ ;  $ES=0,47$ ) e também houve interação entre os fatores de fadiga e objetivo ( $F_{(2,11)}=4,750$ ;  $P=0,019$ ;  $ES=30$ ).

Após a realização do *post-hoc* foram encontradas diferenças no protocolo de extensão de joelho na qual a articulação do tornozelo realizava uma maior flexão plantar quando o chute realizado era com a finalidade de

exatidão ( $M=157,82\pm 13,53$ ) do que quando era para medir a potência ( $M=143,17\pm 7,70$ ) ( $F=7,46$ ;  $P=0,02$ ). E, protocolo de fadiga de flexão do joelho, constatou-se que, quando a finalidade era do chute de exatidão ( $M=155,09\pm 11,44$ ) o tornozelo também estava mais estendido do que quando mediu-se a potência do chute ( $M=141,02\pm 7,10$ ) ( $F=12,87$ ;  $P=0,004$ ).

Figura 8 - Média do deslocamento angular da articulação do tornozelo nas diferentes situações experimentais



#### 4.6 VELOCIDADE LINEAR DO PÉ NO CONTATO COM A BOLA

O cálculo da velocidade linear do pé no momento em que toca a bola, na situação controle, apresentou valores de  $20,53\pm 2,46\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$  e  $20,40\pm 2,19\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$  quando os objetivos eram avaliar a potência e exatidão. No protocolo de fadiga de extensão de joelhos, com a finalidade de avaliar potência, a velocidade foi de  $19,10\pm 2,40\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$  e com o objetivo de avaliar a exatidão de  $17,04\pm 2,14\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ . Quando o objetivo era de chute com potência após a fadiga com a flexão de joelho, a velocidade foi de  $18,99\pm 1,73\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$  e com a finalidade de avaliar o chute de exatidão com o protocolo de extensão foi de  $19,72\pm 2,28\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$  (Tabela 6).

Tabela 5 - Média e desvio padrão da velocidade linear do pé nas situações experimentais.

Condições	Potência (m.s <sup>-1</sup> ) M (DP)	Exatidão (m.s <sup>-1</sup> ) M (DP)
<b>Sem Fadiga</b>	20,53 (±2,46)	20,41 (±2,19)
<b>Extensão do Joelho</b>	19,10 (±2,40)	17,04 (±2,14)
<b>Flexão do Joelho</b>	18,99 (±1,73)	19,72 (±2,28)

Fonte: o próprio autor

A velocidade linear do pé no momento do contato apresentou diferenças no fator principal fadiga ( $F_{(2,11)}=6,898$ ;  $P=0,005$ ;  $ES=0,61$ ), com o teste post-hoc de *Bonferroni* demonstrando-se que havia diferença na velocidade linear do pé entre protocolo de fadiga e com o protocolo de extensão de joelho ( $P=0,007$ ) e entre a situação controle e protocolo de flexão do joelho ( $P<0,001$ ).

Não foram encontradas diferenças no fator objetivos de potência e exatidão ( $F_{(1,11)}=3,874$ ;  $P=0,075$ ;  $ES=0,26$ ), como também não houve interação entre os protocolos de fadigas e o objetivo ( $F_{(2,11)}=2,142$ ;  $P=0,141$ ;  $ES=0,16$ ).

#### 4.7 RAZÃO ENTRE A VELOCIDADE DA BOLA E A VELOCIDADE LINEAR DO PÉ

A razão da velocidade da bola e a velocidade linear do pé na condição sem fadiga apresentou valores de  $1,11\pm 0,17$  e  $1,0\pm 0,17$  nos objetivos de potência e exatidão, respectivamente. Na realização do protocolo de fadiga de extensão de joelhos, a razão foi de  $1,11\pm 0,17$  quando o objetivo era potência, e de  $1,13\pm 0,15$  quando o objetivo era exatidão. No protocolo de flexão de joelho com a finalidade de exatidão, a razão entre as velocidades da bola e do pé foi de  $1,05\pm 0,12$  e  $0,98\pm 0,12$  com a finalidade de potência (Tabela 7).

Tabela 6 - Média e desvio padrão da razão entre a velocidade da bola e a velocidade linear do pé.

Condições	Potência M (DP)	Exatidão M (DP)
<b>Sem Fadiga</b>	1,11 (±0,17)	1,10 (±0,17)
<b>Extensão do Joelho</b>	1,06 (±0,23)	1,13 (±0,25)
<b>Flexão do Joelho</b>	1,05 (±0,10)	0,98 (±0,12)

Fonte: o próprio autor

A razão entre a velocidade da bola após o contato e a velocidade linear do pé não demonstrou haver diferenças no fator protocolo de exercício realizado ( $F_{(2,11)}=1,673$ ;  $P<0,0211$ ;  $ES=0,13$ ), não havendo diferenças no fator objetivo da tarefa ( $F_{(1,11)}=0,008$ ;  $P=0,0930$ ;  $ES=0,001$ ). Os resultados demonstraram não haver interação entre tipo de exercício realizado e objetivo do chute ( $F_{(2,11)}=1,618$ ;  $P=0,221$ ;  $ES=0,12$ ).

#### 4.8 VARIÁVEIS CINEMÁTICAS RELATIVAS

Na tabela 8 encontram-se os valores das variáveis cinemáticas relativas. Todas as variáveis relativas do movimento ficaram muito próxima. Os valores de IMVAQ oscilaram entre 77,45 ( $\pm 6,45$ ) para a EXT\_POT e até 82,57 ( $\pm 6,15$ ) para a situação CON\_EXAT. Não foram encontradas diferenças no fator fadiga ( $F_{(2,11)}=2,706$ ;  $P=0,089$ ;  $ES=0,19$ ), no fator objetivo ( $F_{(1,11)}=2,381$ ;  $P=0,151$ ;  $ES=0,17$ ) nem houve interação ( $F_{(2,11)}=0,160$ ;  $P=0,853$ ;  $ES=0,01$ ). A variável IMVLQ oscilou entre valores de 3,94 ( $\pm 2,16$ ) COM\_EXAT até 5,49 ( $\pm 1,81$ ) para EXT\_EXAT e não foram encontradas diferenças no fator fadiga ( $F_{(2,11)}=2,622$ ;  $P=0,546$ ;  $ES=0,05$ ), no fator objetivo ( $F_{(1,11)}=0,950$ ;  $P=0,151$ ;  $ES=0,17$ ) e nem houve interação ( $F_{(2,11)}=1,175$ ;  $P=0,328$ ;  $ES=0,09$ ).

Nas variáveis relativas, a articulação do joelho, para IMVAJ os valores oscilaram entre 85,45 ( $\pm 4,28$ ), no CON\_POT, e 86,50 ( $\pm 5,30$ ), na FLEX\_POT, e não foram encontradas diferenças no fator fadiga ( $F_{(2,11)}=0,185$ ;  $P=0,0832$ ;  $ES=0,01$ ), e no fator objetivo ( $F_{(1,11)}=0,950$ ;  $P=0,351$ ;  $ES=0,08$ ), nem houve interação ( $F_{(2,11)}=0,331$ ;  $P=0,722$ ;  $ES=0,02$ ). Para IMVLJ, os valores oscilaram de 18,79 ( $\pm 3,39$ ) para FLEX\_POT e 20,78 ( $\pm 3,60$ ) para CON\_POT e não foram encontradas diferenças no fator fadiga ( $F_{(2,11)}=2,353$ ;  $P=0,119$ ;  $ES=0,17$ ), e no fator objetivo ( $F_{(1,11)}=0,019$ ;  $P=0,599$ ;  $ES<0,01$ ) nem houve interação ( $F_{(2,11)}=0,118$ ;  $P=0,889$ ;  $ES=0,01$ ).

Para a articulação do tornozelo foram encontrados valores de IMVAT entre 72,57 ( $\pm 72,57$ ) na FLEX\_POT e 74,90 ( $\pm 7,74$ ) na FLEX\_EXAT e não se constaram diferenças no fator fadiga ( $F_{(2,11)}=0,065$ ;  $P=0,938$ ;  $ES<0,01$ ), e no fator objetivo ( $F_{(1,11)}=0,367$ ;  $P=0,557$ ;  $ES=0,03$ ), nem houve interação ( $F_{(2,11)}=0,214$ ;  $P=0,652$ ;  $ES=0,01$ ). Para a IMVLT encontraram-se valores de 88,96 ( $\pm 2,78$ ) na CON\_POT e 90,80 ( $\pm 3,56$ ) na COM\_EXAT e não foram encontradas diferenças no fator fadiga ( $F_{(2,11)}=0,105$ ;  $P=0,901$ ;  $ES<0,01$ ), e no

fator objetivo ( $F_{(1,11)}=0,296$ ;  $P=0,597$ ;  $ES=0,02$ ), nem houve  
interação( $F_{(2,11)}=3,250$ ;  $P=0,058$ ;  $ES=0,22$ ).

## 5 DISCUSSÃO

O objetivo geral do estudo foi comparar o efeito da fadiga dos flexores e extensores do joelho sobre a habilidade de chutar com o dorso de pé com diferentes objetivos. Os objetivos específicos foram: comparar as variáveis cinemáticas e de coordenação na habilidade de chutar com potência e exatidão; comparar as variáveis cinemáticas e de coordenação dos extensores do joelho na habilidade de chutar com potência sob condição de fadiga; comparar as variáveis cinemáticas e de coordenação na habilidade de chutar com potência quando fadigados os flexores do joelho; comparar as variáveis cinemáticas e de coordenação na habilidade de chutar com exatidão quando fadigados os extensores do joelho; e comparar as variáveis cinemáticas e de coordenação na habilidade de chutar com exatidão quando fadigados os flexores do joelho.

### 5.1 PROTOCOLO DE FADIGA

O protocolo de fadiga visou diminuir as capacidades contrácteis da musculatura posterior e anterior da coxa nos movimentos de flexão e extensão de joelho. Para verificar se os participantes diminuiriam sua capacidade de manutenção de força durante um determinado tempo, foi calculado o IF. Como verificamos na tabela 1, os participantes não se diferenciaram nas situações experimentais, o que nos possibilita concluir que a influência do protocolo de fadiga foi a mesma nas situações experimentais.

Os valores encontrados neste estudo oscilaram entre 23,49-24,75% e, embora não exista um valor normativo para quantificar um estado de fadiga, tais valores apresentaram-se próximos aos encontrados na literatura. Apriantono e colaboradores (2006), diferentemente do que se faz estudo atual, utilizaram-se de um aparelho isocinético, mas os valores de diminuição de torque mostraram-se semelhantes aos encontrados, sendo de 19,3% de diminuição para os músculos extensores de joelho para a velocidade mais baixa, e de 28,6% para a velocidade mais alta e para os músculos flexores do joelho, de 27,8% para a velocidade mais baixa e de 38% para a velocidade mais alta. Por sua vez, Rodacki, Fowler e Bennett (2002) encontraram uma

diminuição de 14,2% para os músculos extensores e 12,6% para os músculos flexores do joelho.

Em relação a outros protocolos de fadiga, Aune, Ingvaldsen e Ettema (2008) encontraram em jogadores experientes uma redução de 36% na capacidade de gerar força e em jogadores amadores de 39% após o protocolo de fadiga. Rahnema, Reilly, Lees e Graham-Smith (2003), simulando as condições de um jogo de futebol com corridas, trotes, sprints, paradas e saltos, encontraram uma diminuição na força dos extensores do joelho entre 8-16%. Fundamentado nos resultados de estudos acima mencionados, o protocolo de fadiga neste estudo e fez com o que os participantes reduzissem a sua capacidade de gerar força.

## 5.2 DESEMPENHO

O desempenho do chute com o dorso de pé foi avaliado medindo-se a velocidade da bola após o contato, a razão entre a velocidade linear do pé e da bola e os erros radial, erro variável ajustado e direção do erro.

Em relação à velocidade da bola constatou-se uma diminuição na situação controle e os dois protocolos de indução para a fadiga. Na situação controle, os valores encontrados foram de  $22,47\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$  para o chute de potência e  $22,20\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$  para o chute de exatidão. Tais resultados se assemelham aos encontrados por Kawamoto, Myiagi, Ohashi e Fukashiro (2007) que observaram valores de  $21,4\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$  para os atletas experientes e  $16,0\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$  para os inexperientes, e aos encontrados por Dörge e colaboradores (2002), os quais relataram valores de 18,6 e  $17\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$  para o pé preferido. Os valores  $24,2\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$  para bola estacionária e  $23,8\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$  para bola em movimento, relatados por Barbieri e colaboradores (2010) também estiveram próximos aos encontrados no presente estudo.

Apriantono e colaboradores (2006), esses encontraram os valores de  $28,4\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ . Em Nunome e colaboradores (2006), o de  $32,1\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$  para o pé preferido, Poulmedis e colaboradores (1998), o de  $27,08\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ , De Witt e Hinrichs (2012), o de  $26,50\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ , Juárez e colaboradores (2011), o de  $30,6\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ , Manolopoulos, Papadopoulos e Kellis (2006), os de 24 e  $28\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$  para jogadores antes e após o treino. Nunome e colaboradores (2002), o de  $28,00\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$  e Andersen e Dörge (2001), os de 28,60 e  $34,8\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ .

Uma possível explicação para as diferenças apresentadas entre o presente estudo e outros na literatura pode dar-se em relação aos participantes utilizados na amostra. Os estudos que apresentaram resultados diferentes dos aqui expostos utilizaram-se de atletas profissionais em suas amostras, diferentes da da amostra atual, que foi composta por atletas amadores. Embora haja diferença nas velocidades relatadas em alguns estudos, nosso estudo colabora com outros demonstrando que, apesar do pouco tempo de prática semanal, nossos participantes conseguiram exercer adequadamente a tarefa proposta.

Em relação ao fator objetivo, quando este foi a potência do chute, a velocidade da bola foi maior do que quando o objetivo do chute foi a exatidão. Tais resultados corroboram os achados de outros estudos que se utilizaram da habilidade de chute (TEIXEIRA,1999; ANDERSEN; DORGE, 2011), como também os de estudos que se utilizaram de outras habilidades tais como, o arremesso de basquetebol (OKAZAKI; RODACKI, 2012), o arremesso de dardos (ETNYRE, 1998), e o arremesso de handebol (TILLAAR; ETTEMA; 2003a,b) nos quais, quando os participantes priorizaram a exatidão das respostas, a velocidade do movimento foi diminuída a fim de se conseguir atingir o objetivo da tarefa.

Andersen e Dorge (2011) objetivaram verificar o efeito de diferentes velocidades de aproximação, bem como a angulação em que esta aproximação era realizada. Os autores observaram que, quando se restringia a restrição de exatidão de resposta, a velocidade da bola diminuía entre 75,97 e 92,74%. A explicação dos autores para essa diminuição de velocidade foi que seria necessário controlar e regular o movimento do membro inferior controlando o contato do pé com a bola para assegurar que o caminho que a bola percorreria fosse o desejado.

Teixeira (1999) manipulou o tamanho do alvo e o tamanho da bola. Quando ele manipulou o tamanho da bola, pequena e grande, o movimento não sofreu alterações e a exatidão do movimento continuou a mesma, o autor concluiu que o tamanho da bola não é uma restrição suficiente para modificar o movimento de chute. Contudo, quando ele alterou o tamanho do alvo, ele constatou que o paradigma da velocidade e exatidão foi

encontrado quando o alvo era menor, sendo a velocidade do movimento menor para que os participantes conseguissem atingir o alvo.

Okazaki e Rodacki (2012) analisando a cinemática do arremesso de jump de basquetebol em três distâncias diferentes observaram que quanto mais longe, se está da cesta de basquetebol, a exatidão das respostas foi menor. Os autores justificam esses achados pela relação de troca de velocidade e exatidão, sendo que em maiores distâncias o impulso que a bola deve sofrer é maior do que que ela sofre quando a distância é pequena. Embora tenha diminuído a exatidão das respostas, os participantes continuaram a usar a mesma coordenação próximo-distal para o arremesso.

Barbieri e colaboradores (2010) não verificaram o efeito da restrição de exatidão sobre o chute de futebol nas condições de bola em movimento e estacionária. A explicação dada pelos autores foi que, não sendo encontradas diferenças na mudança da exatidão, o que se esperava é que as articulações compensassem a restrição da bola estar em movimento, e isso realmente aconteceu com a movimentação do quadril no plano sagital, facilitando um correto posicionamento do pé em relação à bola e a articulação do tornozelo do plano transversal colaborando para um contato melhor do pé com a bola.

Para avaliar o desempenho com que o atleta realizou o chute, isto é, se houve exatidão no movimento próximo-distal, comparou-se o ER, o EVA e o ED. O ER agrupa as respostas realizadas pelos participantes e calcula um valor médio como indicador das respostas. Assim, o ER na situação controle foi menor que nas situações com fadiga, o que indica que, com o aumento da fadiga os participantes diminuíram sua capacidade de exatidão nas respostas. Em um experimento que verificou a exatidão da resposta depois de um protocolo de fadiga, Aune, Ingvaldsen e Ettema (2008) notaram que jogadores experientes na tarefa de tênis de mesa conseguiram se adaptar às exigências de fadiga sustentando seu desempenho, diferentemente dos jogadores com menos experiência, os quais não conseguiram realizar essa adaptação.

Os autores argumentam que os jogadores com maior experiência diminuíram a velocidade de contato da raquete com a bola, possibilitando que mantivessem o desempenho na tarefa. Caso o mesmo fosse

verificado neste estudo, era de esperar que houvesse diferenças na velocidade linear do pé no momento do contato com a bola para os diferentes objetivos ou na interação entre o objetivo e o protocolo de fadiga. Contudo, não foram encontradas essas diferenças.

Quanto ao EVA, que agrupa as respostas em relação ao ER a fim de se verificar a consistência das respostas nas tentativas, foram encontradas diferenças entre as situações em que não havia a situação de fadiga. Tal resultado demonstra que, nessa condição o controle feito pelo sistema foi, de novo mais eficaz do que nas situações de protocolo de fadiga de flexão e extensão de joelho. Ainda, os EVAs apresentaram diferenças entre o protocolo de fadiga de extensão e flexão do joelho, sendo o EVA maior quando realizado o protocolo de extensão. Em um estudo que utilizou eletromiografia de superfície, Katis, Giannadakis, Kannas, Amiridis, Kellis e Lees (2013) verificaram que jogadores ao realizarem chutes em alvos superiores apresentam uma maior ativação do bíceps femoral. É necessário que a ativação deste grupo muscular seja maior para que o pé acerte a bola em sua parte mais inferior, fazendo-a sair do chão para atingir o alvo. Como o alvo do nosso estudo era um alvo alto, seria necessário com que os participantes tirassem a bola do chão para acertar o alvo, e os dois grupos musculares fadigados deterioraram a resposta de exatidão em nosso estudo.

O ED, que demonstra a localização do ER, corrobora o estudo de Katis e colaboradores (2013) visto que, quando os músculos fadigados foram os flexores do joelho, os ERs ficaram posicionados no 4<sup>o</sup> quadrante do alvo, levando ao entendimento de que os músculos flexores do joelho são responsáveis pela elevação da bola do chão.

Outra medida de desempenho utilizada no estudo atual foi a velocidade linear do pé no momento do contato, a qual, nas condições em que não havia restrições ambientais, biológicas ou da tarefa, mostrou que os seus valores mantiveram-se entre  $14,87\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$  e  $27,1\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$  (DÖRGE, et al., 2002; APRIANTONO, et al., 2006; BARBIERI; et al., 2010; JUÁREZ et al., 2011; LYLE; SIGWARD; TSAI; POLLARD; POWERS, 2011; DE WITT; HINRICHS, 2012). Os valores encontrados aqui corroboram estes estudos. Nas situações quando houve algum tipo de restrição na execução da tarefa foram encontrados valores de  $17,2\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$  com a bola em movimento (BARBIERI; et al.,

2010), valores entre 17,00 e 20,6m.s<sup>-1</sup> quando foi realizada com o pé não preferido (DÖRGE, et al., 2002) e, quando realizada sob influência da fadiga, os valores apresentados foram de 26 m.s<sup>-1</sup> (APRIANTONO, et al., 2006). Os valores encontrados neste estudo apresentaram-se semelhantes aos estudos acima mencionados próximos a todos estes estudos, excluindo o de Apriantono e colaboradores (2006) que, mesmo na condição sem fadiga, a velocidade linear do pé demonstrou-se superior aos demais estudos.

A razão entre a velocidade da bola e a velocidade linear do pé mostra-se como um indicador do desempenho do chute sendo que, na literatura, os valores apresentam-se em uma faixa de 1,36 até 1,61 quando o chute de dorso de pé são realizados sem nenhum tipo de restrição e entre 1,40 á 1,48 quando inclui-se algum tipo de restrição (KELLIS; KATIS; VRABAS, 2006; NUNOME, et al., 2006; KATIS; KELLIS, 2010). Para essa variável não foram encontradas diferenças no estudo atual, contudo, para todas as situações os valores ficaram abaixo dos valores reportados na literatura.

Em relação às variáveis cinemáticas não terem apresentado diferenças entre as situações, sugere-se que as habilidades ao serem realizadas por experientes parecem manter um padrão estereotipado de movimento. Mesmo após as restrições, os participantes mantiveram os picos das velocidades em todas as situações experimentais. Tal achado no estudo corrente confirmam as conclusões achadas na literatura (RODACKI; FOWLER; BENNETT, 2001,2002). Portanto, no estudo atual a coordenação não foi afetada pela fadiga ou pelo objetivo da tarefa, demonstrando que tarefas bem aprendidas são bem coordenadas. Embora, estes resultados sejam contrastantes com outros estudos que verificaram a influência da fadiga em diferentes tarefas, ainda assim não está claro de que forma a fadiga influencia nos movimentos próximo distais (FORESTIER; NOUGIER, 1998).

O principal objetivo do presente estudo foi verificar a influência de dois protocolos de fadiga sobre os flexores e extensores de joelho, em dois diferentes objetivos. Tal achado não foi encontrado, visto que não houve interação entre os protocolos de fadiga e o objetivo da tarefa. Uma explicação para essa falta de interação pode se dar o fato que o deslocamento das articulações do quadril, joelho e tornozelo mostraram-se relativamente semelhantes nas diferentes condições. Newell (1985) descreve a coordenação

são os valores relativos do movimento, e que mudanças nas magnitudes são atribuídas ao controle da habilidade. No estudo corrente, os participantes mudaram o controle, ou seja, modificaram os valores absolutos dos deslocamentos articulares no momento do contato, entretanto continuaram a coordenar o movimento de forma parecida nas situações, ou seja, os valores cinemáticos referentes aos instantes que atingiram as maiores velocidades angulares e lineares da articulação.

Apesar de não ter havido mudanças nos indicadores de coordenação, os indicadores de controle, que segundo Newell (1985) são os valores que atribuímos a realização do movimento, foram modificados. Esses valores modificaram-se em relação ao objetivo da tarefa. Todos os valores do deslocamento angular apresentaram-se diferentes em relação a situação sem protocolo de fadiga. Assim, pode-se dizer que, o sistema não conseguiu atribuir os valores corretos na parametrização dos movimentos, após inserção dos protocolos de fadiga e objetivos diferentes.

As alterações nos deslocamentos articulares podem ser atribuídas a mudanças na capacidade do sistema neuromuscular gerar força, alterando assim o desempenho. No estudo de Apriantono e colaboradores (2006) foi verificado que a diminuição da geração de força no chute foi causada por uma menor força muscular da perna e um menor controle segmental do movimento foi capaz de reduzir a velocidade angular da perna.

## CONCLUSÃO

Este estudo teve como objetivo analisar o desempenho e a coordenação do chute no futebol em sujeitos experientes antes e após fadiga e em dois objetivos diferentes.

Os resultados do estudo indicaram que o desempenho do chute com o dorso do pé foi afetado diretamente pelo efeito da fadiga e pelo objetivo da tarefa. Tal fato se ocorreu devido às alterações nas variáveis de controle do movimento, valores absolutos, tais como deslocamento do quadril, joelho e tornozelo. Foi verificado que a coordenação, por meio das variáveis temporais, não apresentou modificações sob fadiga e objetivos diferentes. Estes resultados apontam que os indivíduos apresentam as mesmas estratégias de movimento nas diferentes condições. Tais achados evidenciam que a coordenação do chute segue um padrão consistente de organização relativa entre os segmentos e que tal organização não é afetada pela fadiga e diferentes metas.

## REFERÊNCIAS

- ABDEL-AZIZ, Y. I.; KARARA, H. M. Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry. 1971, [S.l: s.n.], 1971. p. 18.
- ANDERSEN, T. B.; DÖRGE, H. C. The influence of speed of approach and accuracy constraint on the maximal speed of the ball in soccer kicking. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, v. 21, n. 1, p. 79–84, fev. 2011.
- APRIANTONO, T.; NUNOME, H.; IKEGAMI, Y.; SANO, S. The effect of muscle fatigue on instep kicking kinetics and kinematics in association football. **Journal of sports sciences**, v. 24, n. 9, p. 951–60, set. 2006.
- ARPINAR-AVSAR, P.; SOYLU, A. Consistency in acceleration patterns of football players with different skill levels. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 9, p. 382–387, 2010.
- AUNE, T. K.; INGVALDSEN, R. P.; ETTEMA, G. J. C. Effect of physical fatigue on motor control at different skill levels. **Perceptual and Motor Skills**, v. 106, n. 2, p. 371–386, 2008.
- BARBIERI, F. A; GOBBI, L. T. B.; SANTIAGO, P. R. P.; CUNHA, S. A. Performance comparisons of the kicking of stationary and rolling balls in a futsal context. **Sports biomechanics / International Society of Biomechanics in Sports**, v. 9, n. 1, p. 1–15, mar. 2010.
- BARFIELD, W R. The biomechanics of kicking in soccer. **Clinics in sports medicine**, v. 17, n. 4, p. 711–28, vi, out.
- BARFIELD, WILLIAM ROY; KIRKENDALL, D. T.; YU, B. Kinematic Instep Kicking Differences Between Elite Female and Male Soccer Players. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 1, p. 72–79, 2002.
- BERNSTEIN, N. **The co-ordination and regulation of movements**. [S.l.]: Pergamon Press, 1967. p. 196
- BUTTON, C.; MACLEOD, M.; SANDERS, R.; COLEMAN, S. Examining movement variability in the basketball free-throw action at different skill levels. **Research quarterly for exercise and sport**, v. 74, n. 3, p. 257–69, set. 2003.
- CHOW, J. Y.; DAVIDS, K.; BUTTON, C.; KOH, M. Coordination changes in a discrete multi-articular action as a function of practice. **Acta psychologica**, v. 127, n. 1, p. 163–76, jan. 2008.
- COHEN, J. A power primer. **Psychological bulletin**, v. 112, n. 1, p. 155–9, jul. 1992..

DAVID A WINTER. **Biomechanics and motor control of human movement**. 3. ed. [S.l.]: John Wiley & Sons Inc., 2005. p. 325

DAVIDS, K.; LEES, A.; BURWITZ, L. Understanding and measuring coordination and control in kicking skills in soccer: implications for talent identification and skill acquisition. **Journal of sports sciences**, v. 18, n. 9, p. 703–14, set. 2000.

DEBICKI, D. B.; WATTS, S.; GRIBBLE, P. L.; HORE, J. A novel shoulder-elbow mechanism for increasing speed in a multijoint arm movement. **Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung. Expérimentation cérébrale**, v. 203, n. 3, p. 601–13, jun. 2010. Disponível em:

DÖRGE, H. C.; ANDERSON, T. B.; SØRENSEN, H.; SIMONSEN, E. B. Biomechanical differences in soccer kicking with the preferred and the non-preferred leg. **Journal of sports sciences**, v. 20, n. 4, p. 293–9, abr. 2002.

DRAGANIDIS, D.; CHATZINIKOLAOU, A.; JAMURTAS, A. Z.; CARLOS BARBERO, J.; TSOUKAS, D.; THEODOROU, A. S.; MARGONIS, K.; MICHAILIDIS, Y.; AVLONITI, A.; THEODOROU, A.; KAMBAS, A.; FATOUROS, I. The time-frame of acute resistance exercise effects on football skill performance: the impact of exercise intensity. **Journal of sports sciences**, v. 31, n. 7, p. 714–22, jan. 2013.

EGAN, C. D.; VERHEUL, M. H. G.; SAVELSBERGH, G. J. P. Effects of experience on the coordination of internally and externally timed soccer kicks. **Journal of motor behavior**, v. 39, n. 5, p. 423–32, set. 2007.

EMERY, K.; CÔTÉ, J. N. Repetitive arm motion-induced fatigue affects shoulder but not endpoint position sense. **Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung. Expérimentation cérébrale**, v. 216, n. 4, p. 553–64, fev. 2012.

ENOKA, R.; STUART, D. Neurobiology of muscle fatigue. **Journal of applied physiology**, v. 72, n. 5, p. 1631–48, maio 1992.

ESCAMILLA, R. F.; BARRENTINE, S. W.; FLEISIG, G. S.; ZHENG, N.; TAKADA, Y.; KINGSLEY, D.; ANDREWS, J. R. Pitching biomechanics as a pitcher approaches muscular fatigue during a simulated baseball game. **The American journal of sports medicine**, v. 35, n. 1, p. 23–33, jan. 2007.

ETNYRE, B. R. Accuracy characteristics of throwing as a result of maximum force effort. **Perceptual and motor skills**, v. 86, n. 3 Pt 2, p. 1211–7, jun. 1998.

FITTS, P. M. The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. 1954. **Journal of experimental psychology. General**, v. 121, n. 3, p. 262–9, set. 1992.

FORESTIER, N.; NOUGIER, V. The effects of muscular fatigue on the coordination of a multijoint movement in human. **Neuroscience letters**, v. 252, n. 3, p. 187–90, 21 ago. 1998.

GATES, D. H.; DINGWELL, J. B. The effects of muscle fatigue and movement height on movement stability and variability. **Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung. Expérimentation cérébrale**, v. 209, n. 4, p. 525–36, abr. 2011.

HIRASHIMA, M.; OHTSUKI, T. Exploring the mechanism of skilled overarm throwing. **Exercise and sport sciences reviews**, v. 36, n. 4, p. 205–11, out. 2008.

HUFFENUS, A. F.; AMARANTINI, D.; FORESTIER, N. Effects of distal and proximal arm muscles fatigue on multi-joint movement organization. **Experimental Brain Research**, v. 170, n. 4, p. 438–447, 2006.

INDERMILL, C.; HUSAK, W. Relationship between speed and accuracy in an over-arm throw. **Perceptual and motor skills**, v. 59, n. 1, p. 219–222, ago. 1984.

ISHII, H.; YANAGIYA, T.; NAITO, H.; KATAMOTO, S.; MARUYAMA, T. Theoretical study of factors affecting ball velocity in instep soccer kicking. **Journal of applied biomechanics**, v. 28, n. 3, p. 258–70, jul. 2012.

JAMES, C. R.; SCHEUERMANN, B. W.; SMITH, M. P. Effects of two neuromuscular fatigue protocols on landing performance. **Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology**, v. 20, n. 4, p. 667–75, ago. 2010. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20006522>>. Acesso em: 12 ago. 2013.

JUÁREZ, D.; MALLO, J.; DE SUBIJANA, C.; NAVARRO, E. Kinematic analysis of kicking in young top-class soccer players. **The Journal of sports medicine and physical fitness**, v. 51, n. 3, p. 366–73, set. 2011.

KELLIS, E.; KATIS, A. Biomechanical characteristics and determinants of instep soccer kick. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 6, n. December 2006, p. 154–165, 2007.

KELLIS, E.; KATIS, A.; GISSIS, I. Knee Biomechanics of the Support Leg in Soccer Kicks from Three Angles of Approach. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 36, n. 6, p. 1017–1028, jun. 2004.

KIM, J.; CHUNG, S.; TENNANT, L. K.; SINGER, R. N.; JANELLE, C. M. Minimizing error in measurement of error: a proposed method for calculation of error in a two-dimensional motor task. **Perceptual and motor skills**, v. 90, n. 1, p. 253–61, fev. 2000.

KIM, Y.; KIM, Y.; IM, S. Inter-joint coordination in producing kicking velocity of Taekwondo kicks. **Journal of Sports Science and Medicine**, n. March, p. 31–38, 2011.

KUGLER, P. N.; KELSO, J. A. S.; TURVEY, M. T. On the control and coordination of naturally developing systems. **The development of movement control and coordination**. [S.l.]: John Wiley & Sons Ltd (April 21, 1982), 1982. p. 5–78.

LEES, A; ASAI, T.; ANDERSEN, T. B.; NUNOME, H.; STERZING, T. The biomechanics of kicking in soccer: a review. **Journal of sports sciences**, v. 28, n. 8, p. 805–17, jun. 2010.

LEES, A; NOLAN, L. The biomechanics of soccer: a review. **Journal of sports sciences**, v. 16, n. 3, p. 211–34, abr. 1998.

LEVANON, J.; DAPENA, J. Comparison of the kinematics of the full-instep and pass kicks in soccer. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 30, n. 6, p. 917–27, jun. 1998.

MANOLOPOULOS, E.; PAPADOPOULOS, C.; KELLIS, E. Effects of combined strength and kick coordination training on soccer kick biomechanics in amateur players. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, v. 16, n. 2, p. 102–10, abr. 2006.

NAITO, K.; FUKUI, Y.; MARUYAMA, T. Multijoint kinetic chain analysis of knee extension during the soccer instep kick. **Human movement science**, v. 29, n. 2, p. 259–76, abr. 2010.

NEWELL, K M; SCULLY, D. M.; TENENBAUM, F.; HARDIMAN, S. Body scale and the development of prehension. **Developmental psychobiology**, v. 22, n. 1, p. 1–13, jan. 1989.

NEWELL, K. **Coordination, control and skill**. Differing Perspectives in Motor Learning, Memory and Control. [S.l.]: Elsevier Science Publishers B.V. (North-Holland), 1985. p. 295–317.

NEWELL, K. M.; VERNON MCDONALD, P. **Learning to Coordinate Redundant Biomechanical Degrees of Freedom**. Interlimb coordination: neural, dynamical, and cognitive constraints . [S.l.]: Academic Press , San Diego, 1994. p. 515–534.

NEWELL, K.M. Constraints on the development of coordination. In: WADE, M. G.; WHITING, H. T. A. (Org.). **Motor Development in Children: Aspects of Coordination and Control**. [S.l.]: Amsterdam: Martinus Nijhoff Publishers, 1986. p. 341–361.

NUNOME, H.; ASAI, T.; IKEGAMI, Y.; SAKURAI, S. Three-dimensional kinetic analysis of side-foot and instep soccer kicks. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 34, n. 12, p. 2028–36, dez. 2002.

NUNOME, H.; LAKE, M.; GEORGAKIS, A.; STERGIIOULAS, L. K. Impact phase kinematics of instep kicking in soccer. **Journal of sports sciences**, v. 24, n. 1, p. 11–22, jan. 2006.

OKAZAKI, V.; RODACKI, A. Increased distance of shooting on basketball jump shot. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 11, p. 231–237, 2012.

PAPPAS, E.; SHEIKHZADEH, A.; HAGINS, M.; NORDIN, M. The effect of gender and fatigue on the biomechanics of bilateral landings from a jump: Peak values. **Journal of sports Science and Medicine**, v. 6, p. 77–84, 2007.

POULMEDIS, P.; RONDOYANNIS, G.; MITSOU, A; TSAROUCHAS, E. The Influence of Isokinetic Muscle Torque Exerted in Various Speeds on Soccer Ball Velocity. **The Journal of orthopaedic and sports physical therapy**, v. 10, n. 3, p. 93–6, jan. 1988.

PUTNAM, C. A. Sequential motions of body segments in striking and throwing skills: descriptions and explanations. **Journal of biomechanics**, v. 26 Suppl 1, p. 125–35, jan. 1993.

PUTNAM, C. A. A segment interaction analysis of proximal-to-distal sequential segment motion patterns. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 23, n. 1, p. 130–44, jan. 1991.

RODACKI, A L.; FOWLER, N. E.; BENNETT, S. J. Multi-segment coordination: fatigue effects. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 33, n. 7, p. 1157–67, jul. 2001.

RODACKI, A. L.; FOWLER, N. E.; BENNETT, S. J. Multi-segment coordination: fatigue effects. **Medicine and science in sports and exercise**, , v. 33, n. 7, p. 1157–67, jul. 2001. Disponível em:

SBRICCOLI, P.; CAMOMILLA, V.; DI MARIO, A.; QUINZI, F.; FIGURA, F.; FELICI, F. Neuromuscular control adaptations in elite athletes: the case of top level karateka. **European journal of applied physiology**, v. 108, n. 6, p. 1269–80, 2010.

SØRENSEN, H.; ZACHO, M.; SIMONSEN, E. B.; DYHRE-POULSEN, P.; KLAUSEN, K. Dynamics of the martial arts high front kick. **Journal of sports sciences**, v. 14, n. 6, p. 483–95, dez. 1996.

TEIXEIRA, L. A. Kinematics of kicking as a function of different sources of constraint on accuracy. **Perceptual and motor skills**, v. 88, n. 3 Pt 1, p. 785–9, jun. 1999.

TOL, J. L.; SLIM, E.; VAN SOEST, A. J.; VAN DIJK, C. N. The relationship of the kicking action in soccer and anterior ankle impingement syndrome. A biomechanical analysis. **The American journal of sports medicine**, v. 30, n. 1, p. 45–50, 2002.

TSAOUSIDIS, N.; ZATSIORSKY, V. Two types of ball-effector interaction and their relative contribution to soccer kicking. **Human Movement Science**, v. 15, n. 6, p. 861–876, dez. 1996.

TURVEY, M. T. Coordination. **The American psychologist**, v. 45, n. 8, p. 938–53, ago. 1990.

URBIN, M. A. Sensorimotor control in overarm throwing. **Motor control**, v. 16, n. 4, p. 560–78, out. 2012.

URBIN, M. A.; FLEISIG, G. S.; ABEBE, A.; ANDREWS, J. R. Associations between timing in the baseball pitch and shoulder kinetics, elbow kinetics, and ball speed. **The American journal of sports medicine**, v. 41, n. 2, p. 336–42, fev. 2013.

VAN DEN TILLAAR, R.; ETTEMA, G. Influence of instruction on velocity and accuracy of overarm throwing. **Perceptual and motor skills**, v. 96, n. 2, p. 423–34, abr. 2003a.

VAN DEN TILLAAR, R.; ETTEMA, G. Instructions emphasizing velocity, accuracy, or both in performance and kinematics of overarm throwing by experienced team handball players. **Perceptual and motor skills**, v. 97, n. 3 Pt 1, p. 731–42, dez. 2003b. VERREL, J.; POLOGE, S.; MANSELLE, W.;

LINDENBERGER, U.; WOOLLACOTT, M. Exploiting biomechanical degrees of freedom for fast and accurate changes in movement direction: coordination underlying quick bow reversals during continuous cello bowing. **Frontiers in human neuroscience**, v. 7, n. April, p. 157, jan. 2013.

ZEMKOVÁ, E.; HAMAR, D. The effect of soccer match induced fatigue on neuromuscular performance. **Kineziologija**, v. 41, p. 195–202, 2009.

## APÊNDICE

## APÊNDICE A: TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO PARA OS RESPONSÁVEIS DOS JOGADORES.

### TERMO DE CONSENTIMENTO DE PARTICIPAÇÃO

**Pesquisador responsável: Prof. Dra. Inara Marques**

Este é um convite para você participar voluntariamente do estudo intitulado “**O EFEITO DA FADIGA DOS EXTENSORES DE JOELHO E DOS FLEXORES DE JOELHO NAS VARIÁVEIS CINEMÁTICAS DA HABILIDADE CHUTAR COM DIFERENTES OBJETIVOS**”. Por favor, leia com atenção as informações abaixo antes de dar seu consentimento para participar ou não do estudo. Qualquer dúvida sobre o estudo ou sobre este documento pergunte diretamente a **pesquisadora ou entre em contato através do telefone (43) 3371-5857.**

- **OBJETIVO DO ESTUDO:**

- Verificar a influência da fadiga dos flexores e

extensores do joelho sobre as variáveis cinemáticas e coordenação na habilidade de chutar com diferentes objetivos. Para isso, procurar-se-á comparar chutes com potência e exatidão com a influência da fadiga muscular de extensores ou flexores de joelho em jogadores de futsal

- **PROCEDIMENTOS**

Para avaliar a o efeito da fadiga de diferentes grupos musculares na

habilidade de chute com diferentes metas nas variáveis cinemáticas

(deslocamento, velocidade e aceleração) será requisitado aos participantes realizar 3 sessões de chutes com potência e 3 sessões de chute com exatidão em um alvo localizado a 7 metros do local de chute, somente para as situações com exatidão. Os exercícios propostos para a fadiga serão para flexores do joelho e extensores do joelho, e serão realizados em máquinas próprias para tal fim, que são de propriedades da Universidade Estadual de Londrina. Para avaliação das variáveis cinemáticas e da coordenação serão afixados marcadores refletivos no hemitorço do pé preferido para o chute do participante com a utilização de creme depilatório. A primeira sessão consistirá de uma visita a Universidade Estadual de Londrina para avaliação a antropometria dos participantes, e teste de 1 repetição máxima e o sorteio da ordem de exercício e chute para as sessões subsequentes. Nas 4 seguintes sessões, será realizado um aquecimento e, depois, respeitando o sorteio realizado no primeiro dia, será realizado o exercício contra resistidos e logo em seguida uma nova avaliação cinemática do chute.

- BENEFÍCIOS

Com esse estudo tentaremos compreender a coordenação e o controle dos movimentos próximos-distais.

#### DESPESAS/ RESSARCIMENTO DE DESPESAS DO VOLUNTÁRIO

Todos os participantes envolvidos nesta pesquisa são isentos de qualquer custo. Os materiais utilizados também serão de total responsabilidade dos pesquisadores.

- PARTICIPAÇÃO VOLUNTÁRIA

A sua participação neste estudo é **voluntária** e você terá plena e total liberdade para desistir a qualquer momento, sem que isso acarrete qualquer prejuízo a você.

- GARANTIA DE SIGILO E PRIVACIDADE

As informações relacionadas ao estudo são confidenciais e qualquer informação divulgada em relatório ou publicação será feita sob forma codificada, para que a confidencialidade seja mantida. O pesquisador garante que seu nome não será divulgado sob hipótese alguma. Será utilizado um sistema de registro digital e codificado para a não identificação e possibilidade de conhecimento dos dados por outros. Para isso, somente o pesquisador terá acesso aos dados.

- INEXISTENCIA DE RISCOS/DANOS À SAÚDE

É assegurada aos participantes a proteção contra riscos ou dano à saúde. Os procedimentos não exigem excesso de esforço físico. Os pesquisadores se responsabilizam por qualquer atendimento ou socorro necessário durante a condução do estudo.

- PESQUISADOR RESPONSÁVEL:

Qualquer dúvida entrar em contato com o pesquisador Marcelo Alves Costa (telefone: 43 9646-1071) ou diretamente com o Comitê de Ética e Pesquisa (telefone: 43 3371-2490)

- PROCEDÊNCIA DOS PARTICIPANTES

Os participantes serão pertencentes às equipes da Liga de Futsal Metropolitana de Londrina.

Consentimento do Responsável:

Diante do exposto acima eu,

\_\_\_\_\_, declaro que fui esclarecido sobre os objetivos, procedimentos e benefícios do presente estudo. Libero a participação do menor a minha responsabilidade para o estudo em questão. Foi assegurada ao menor sobre minha responsabilidade a possibilidade de abandonar o estudo a qualquer momento, se ele ou eu assim o desejar. Declaro também não possuir nenhum grau de dependência profissional ou educacional com os pesquisadores envolvidos neste projeto (ou seja, os pesquisadores deste projeto não podem me prejudicar de modo algum no trabalho ou nos estudos), não me sentindo pressionado de nenhum modo a participar desta pesquisa.

Londrina, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_.

\_\_\_\_\_  
Responsável (RG)

\_\_\_\_\_  
Participante (RG)

\_\_\_\_\_  
Marcelo Alves Costa 5366532-2  
Pesquisador  
(RG)