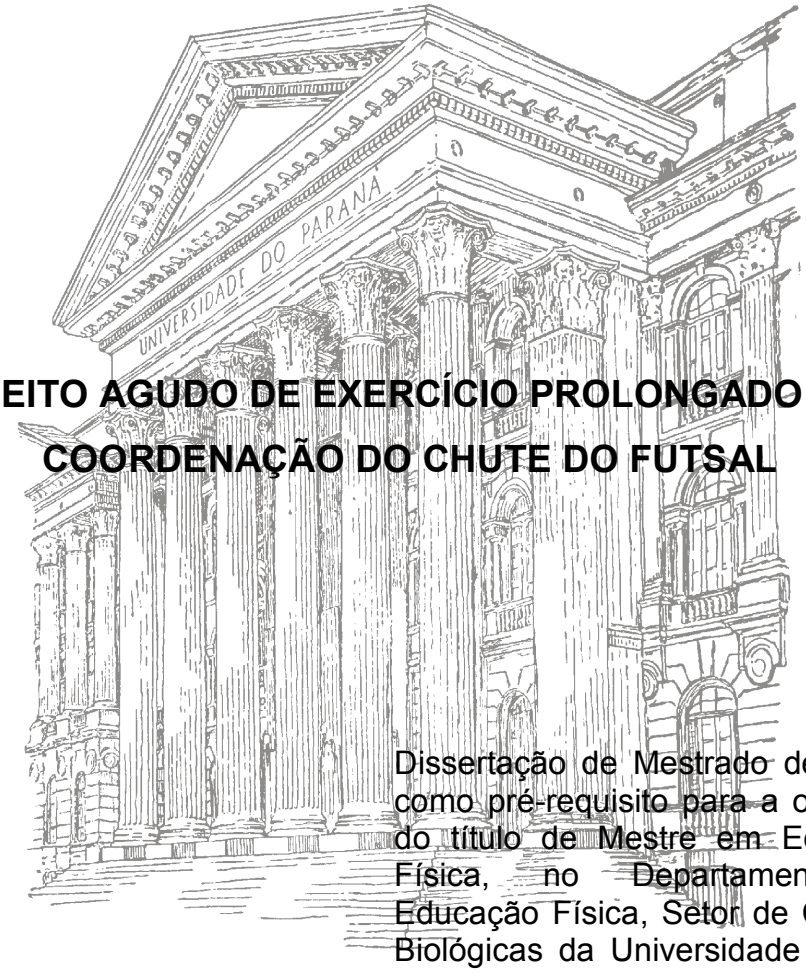
SETOR DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS
DEPARTAMENTO DE EDUCAÇÃO FÍSICA
CURSO DE MESTRADO EM EDUCAÇÃO FÍSICA

CRISTOVÃO FIAMENGHI DA SILVEIRA



EFEITO AGUDO DE EXERCÍCIO PROLONGADO NA COORDENAÇÃO DO CHUTE DO FUTSAL

Dissertação de Mestrado defendida como pré-requisito para a obtenção do título de Mestre em Educação Física, no Departamento de Educação Física, Setor de Ciências Biológicas da Universidade Federal do Paraná.

CURITIBA
2010

CRISTOVÃO FIAMENGHI DA SILVEIRA

EFEITO AGUDO DE EXERCÍCIO PROLONGADO NA COORDENAÇÃO DO CHUTE DO FUTSAL

Dissertação de Mestrado defendida como pré-requisito para a obtenção do título de Mestre em Educação Física, no Departamento de Educação Física, Setor de Ciências Biológicas da Universidade Federal do Paraná.

ORIENTADOR: PROF. Dr. ANDRÉ LUIZ FELIX RODACKI

AGRADECIMENTOS

Agradeço a todos meus irmãos que ao longo de toda a minha vida foram meus maiores professores, me ensinando sempre o melhor dos conhecimentos a ser aprendido, o amor.

Agradeço ao professor André Rodacki que além de seus conhecimentos me mostrou um grande exemplo de profissionalismo e competência.

Agradeço ao professor Hélcio Gonçalves por toda dedicação e atenção durante todo período de realização do curso.

Agradeço a todos os atletas e colegas profissionais que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste projeto que se iniciou quando decidi ser um profissional de Educação Física.

Agradeço a meu pai Pedro pelo suporte a todos os momentos de construção profissional e exemplo de organização e honestidade.

Agradeço em especial a minha mãe Natália Lorena por ser simplesmente mãe, verdadeiramente mãe.

Agradeço a Deus por me abençoar e me permitir realizar este que sempre foi meu maior sonho profissional.

SUMÁRIO

LISTA DE TABELAS vii

LISTA DE FIGURAS viii

LISTA DE ABREVIATURAS ix

RESUMO xi

ABSTRACT xii

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO 1

1.1 OBJETIVO GERAL 4

1.1.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS 4

1.1.2 HIPÓTESES 5

CAPÍTULO 2 - REVISÃO DE LITERATURA 6

2.1 FORÇA MUSCULAR 6

2.2 COORDENAÇÃO 7

2.2.1 COORDENAÇÃO DO CHUTE 9

2.3 FADIGA 11

2.3.1 COORDENAÇÃO E FADIGA 12

2.3.1.1 FADIGA E CHUTE 13

CAPÍTULO 3 - MÉTODOS 15

3.1 SUJEITOS 15

3.2 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL 15

3.2.1 AVALIAÇÃO DO TORQUE 16

3.2.2 AVALIAÇÃO CINEMÁTICA 18
3.2.3 PROTOCOLO DE EXERCÍCIO INTERMITENTE 19
3.3 ANÁLISE DE DADOS 21
3.3.1 VARIÁVEIS DE ESTUDO 21
3.3.2 ANÁLISE ESTATÍSTICA 23

CAPÍTULO 4 - RESULTADOS 25
4.1 PROTOCOLO DE EXERCÍCIO INTERMITENTE 25
4.2 VARIÁVEIS CINEMÁTICAS E DE DESEMPENHO 26
4.2.1 VARIÁVEL DE DESEMPENHO 26
4.2.2 VARIÁVEIS CINEMÁTICAS 27
4.3 TESTES DA FUNÇÃO MUSCULAR 29
4.4 RELAÇÃO FUNÇÃO MUSCULAR E ALTERAÇÕES CINEMÁTICAS 31

CAPÍTULO 5 - DISCUSSÃO 33
5.1 PROTOCOLO DE EXERCÍCIO INTERMITENTE 33
5.2 VARIÁVEIS CINEMÁTICAS E DE DESEMPENHO 34
5.2.1 VARIÁVEL DE DESEMPENHO 34
5.2.2 VARIÁVEIS CINEMÁTICAS 36
5.2.2.1 VELOCIDADES ANGULARES 36
5.2.2.2 VELOCIDADES LINEARES 38
5.3 VARIÁVEIS DA FUNÇÃO MUSCULAR 39
5.3.1 PICO DE TORQUE 39
5.3.2 TAXA DE DESENVOLVIMENTO DE TORQUE 40
5.3.3 TAXA DE QUEDA DE DESEMPENHO DE TORQUE 41

5.4 RELAÇÃO DAS VARIÁVEIS CINEMÁTICAS COM AS VARIÁVEIS DA FUNÇÃO MUSCULAR.....42

5.4.1 RELAÇÃO DO DESEMPENHO DE CHUTE COM O PICO DE TOQUE E TAXA DE DESENVOLVIMENTO DE TORQUE 42

5.4.2 RELAÇÃO DA DIFERENÇA DA QUEDA DE DESEMPENHO DE CHUTE COM A TAXA DE QUEDA DE DESEMPENHO DE TORQUE À 6 E 12 SEGUNDOS APÓS O PICO DE TORQUE.....44

CAPÍTULO 6 – CONCLUSÃO.....45

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... 47

APÊNDICE 54

APÊNDICE –TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO.....54

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – DESCRIÇÃO DAS VARIÁVEIS CINEMÁTICAS ESPACIAIS 21

TABELA 2 – DESCRIÇÃO DAS VARIÁVEIS DA FUNÇÃO MUSCULAR 22

TABELA 3 – VARIÁVEIS CINEMÁTICAS – VELOCIDADES ANGULARES. 27

TABELA 4 – VARIÁVEIS CINEMÁTICAS – VELOCIDADES LINEARES 29

TABELA 5 – PICO DE TORQUE 29

TABELA 6 – TAXA DESENVOLVIMENTO E QUEDA DE DESEMPENHO 30

TABELA 7 – CORRELAÇÃO DO TORQUE E DIFERENÇAS CINEMÁTICAS 32

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – MODELO DO CHUTE 9
FIGURA 2 – MODELO DOS DADOS DA FUNÇÃO MUSCULAR 16
FIGURA 3 – MODELO POSICIONAMENTO PARA AVALIAÇÃO DO TORQUE . 17
FIGURA 4 – MODELO BIOMECÂNICO 18
FIGURA 5 – MODELO PROTOCOLO EXERCÍCIO INTERMITENTE 20
FIGURA 6 – MODELO OPERACIONAL VARIÁVEIS ANGULARES / LINEARES 22
FIGURA 7 – TEMPO DE DURAÇÃO DOS SPRINTS DE 10m 25
FIGURA 8 – VELOCIDADE LINEAR DO METATARSO (DESEMPENHO)..... 26
FIGURA 9 – DIFERENTES ESTRATÉGIAS DE CHUTE (VACc) 28
FIGURA 10 – TAXA DE QUEDA DE DESEMPENHO 31

LISTA DE ABREVIATURAS

VARIÁVEIS CINEMÁTICAS – ESPACIAIS

MVAC – Máxima Velocidade Angular da Coxa

VACc – Velocidade Angular da Coxa no Instante do Contato com a Bola

MVAJ – Máxima Velocidade Angular do Joelho

VAJc – Velocidade Angular do Joelho no Instante do Contato com a Bola

MVAT – Máxima Velocidade Angular do Tornozelo

VATc – Velocidade Angular do Tornozelo no Instante do Contato com a Bola

MVLQ – Máxima Velocidade Linear do Quadril

VLQc – Velocidade Linear do Quadril no Instante do Contato com a Bola

MVLJ – Máxima Velocidade Linear do Joelho

VLJc – Velocidade Linear do Joelho no Instante do Contato com a Bola

MVLT – Máxima Velocidade Linear do Tornozelo

VLTc – Velocidade Linear do Tornozelo no Contato com a Bola

VLMc – Velocidade Linear do Metatarso no Contato com a Bola

VARIÁVEIS DA FUNÇÃO MUSCULAR

Tq ExQ – Pico de Torque Extensores do quadril

Tq FxQ – Pico de Torque Flexores do Quadril

Tq ExJ – Pico de Torque Extensores do Joelho

Tq FxJ – Pico de Torque Flexores do Joelho

Tq Planti – Pico de Torque Planti Flexores

Tq Dorsi – Pico de Torque Dorsi Flexores

Tx ExQ – Taxa de Desenvolvimento de Torque Extensores do Quadril

Tx ExQ1 – Taxa de Queda de Desempenho de Torque Extensores do Quadril (após 6 segundos pico de torque)

Tx ExQ2 – Taxa de Queda de Desempenho de Torque Extensores do Quadril (após 12 segundos pico de torque)

Tx FxQ – Taxa de Desenvolvimento de Torque Flexores do Quadril

Tx FxQ1 – Taxa de Queda de Desempenho de Torque Flexores do Quadril (após 6 segundos pico de torque)

Tx FxQ2 – Taxa de Queda de Desempenho de Torque Flexores do Quadril (após 12 segundos pico de torque)

Tx ExJ – Taxa de Desenvolvimento de Torque Extensores do Joelho

Tx ExJ1 – Taxa de Queda de Desempenho de Torque Extensores do Joelho (após 6 segundos pico de torque)

Tx ExJ2 – Taxa de Queda de Desempenho de Torque Extensores do Joelho (após 12 segundos pico de torque)

Tx FxJ – Taxa de Desenvolvimento de Torque Flexores do Joelho

Tx FxJ1 – Taxa de Queda de Desempenho de Torque Flexores do Joelho (após 6 segundos pico de torque)

Tx FxJ2 – Taxa de Queda de Desempenho de Torque Flexores do Joelho (após 12 segundos pico de torque)

Tx Do – Taxa de Desenvolvimento de Torque dos Dorsi Flexores

Tx Do1 – Taxa de Queda de Desempenho de Torque dos Dorsi Flexores (após 6 segundos pico de torque)

Tx Do2 – Taxa de Queda de Desempenho de Torque dos Dorsi Flexores (após 12 segundos pico de torque)

Tx Pl – Taxa de Desenvolvimento de Torque dos Planti Flexores

Tx Pl1 – Taxa de Queda de Desempenho de Torque dos Planti Flexores (após 6 segundos pico de torque)

Tx Pl2 – Taxa de Queda de Desempenho de Torque dos Planti Flexores (após 12 segundos pico de torque)

RESUMO

Este estudo objetivou analisar o efeito agudo de um protocolo de exercício intermitente no desempenho do chute no futsal. O estudo também buscou correlacionar o desempenho do chute com os parâmetros da função muscular de pico de torque, taxa de desenvolvimento de torque e taxa de queda de desempenho de torque a 6 e 12 segundos após o pico de torque. Dez atletas experientes de futsal (25,0 ±6,6 anos; 79,7 ±7,3 kg; 176 ±2,9 cm) foram avaliados e se verificou o pico de torque isométrico, taxa de desenvolvimento de torque isométrico e taxa de queda de desempenho de torque isométrico (6 e 12 s após pico de torque) para músculos do quadril, joelho e tornozelo. Em uma segunda sessão experimental, foi realizada a avaliação cinemática do chute (2D) durante um protocolo de exercício intermitente que consistiu em 12 “sprints” de 10 metros e 6 chutes (a cada 2 “sprints” 1 chute). Um conjunto de variáveis cinemáticas foi medido a cada chute e revelou uma queda de desempenho do chute ($p<0,05$) que foi caracterizada por uma menor velocidade linear do tornozelo, joelho e quadril no contato com a bola ($p<0,05$). As máximas velocidades lineares do tornozelo e do joelho também foram afetadas ($p<0,05$). A máxima velocidade angular e velocidade angular no instante de contato com a bola da coxa, joelho e tornozelo permaneceram inalterados. A máxima velocidade linear do quadril também permaneceu inalterados em resposta do protocolo de exercício intermitente. A correlação do desempenho de chute e as variáveis da função muscular (pico de torque e taxa desenvolvimento de torque) e variáveis cinemáticas apresentaram alteração sob efeito do protocolo de exercício intermitente. Nos primeiros chutes a correlação com o desempenho ocorreu com a articulação do quadril enquanto ao final do protocolo a correlação do desempenho de chute apresentou correlação com a articulação do joelho. A queda de desempenho do chute (velocidade linear do metatarso) relacionada com a variável da função muscular (taxa de queda de desempenho de torque isométrico) indicou que quanto maior a queda no desempenho dos músculos flexores dos joelhos maiores as perdas de desempenho de chute. Conclui-se que o desempenho do chute no futsal sob efeito de protocolo de exercício intermitente é alterado. Estes resultados indicam que o mesmo possivelmente ocorra durante jogos e treinos do futsal, visto característica intermitente da modalidade.

Palavras-Chave: Chute, Cinemática, Taxa Desenvolvimento de Torque, Pico de Torque.

ABSTRACT

This study aimed to analyze the accute effects of a intermittent exercise during the performance of a kick in indoor football. It was also aimed to correlate the kick performance with a number of the muscle function of peak torque, rate of torque development and rate of torque loss immediately, 6 and 12s after peak torque. Ten experienced athletes of indoor football (25,0 ±6,6 years-old; 79,7 ±7,3kg; 176 ±2,9 cm) were assessed for peak and rate of torque development of the hip, knee and ankle muscles. The rate of torque drop (immediately after, 6 and 12 s after peak torque) was also assessed. In a second experimental session, a kinematics kick assessment was performed during a prolongued intermitent exercise that consisted of 12 maximal sprints and 6 kicks every each other kick. A number of kinematic variables was assessed every kick and revealed kick performance fall ($p<0,05$), which was characterized by a reduced linear velocity of the ankle and knee at ball contact ($p<0,05$). The maximal linear velocity of the ankle and knee also showed were also affected ($p<0.05$). The maximal angular velocity and angular velocity at ball impact of the tight, knee and ankle of the hip remained unaltered. The maximal linear velocity of the hip also remained unchanged in response to the intermittent exercise protocol. The correlation of the kick performance and the muscle function variables (peak and rate of torque development) and the kinematic variables were altered by the intermittent protocol. In the first kicks, the correlation between the performance was detected at the hip joint, while at the end of the protocol the kick performance was correlated with the knee joint. The correlation between the kick performance and the fall in muscle torque indicated that the greater the performance fall, the greater is the fall of knee flexor muscles ability to generate torque. It was concluded that the kick performance in indoor football under the effect of a prolonged protocol that mimics game conditions is altered. These results indicate that such changes occur during the game and training sessions of indoor football, which are typical of this sport.

Key-words: Kick, kinematics, Rate of Torque development, Peak torque.

1. INTRODUÇÃO

A demanda energética de exercícios intermitentes é um importante fator limitador do desempenho esportivo em várias modalidades esportivas (ORENDURFF et al., 2010; LERICOLLAIS et al., 2009; CHAOUACHI et al., 2009; VESTERINEN et al., 2009). Dessa forma, o controle da fadiga torna-se importante para que se possam propor cargas de treinamento (intensidade, volume e densidade) ao longo de uma temporada de treinamentos e competições.

O controle do desgaste físico no meio esportivo geralmente ocorre através de testes laboratoriais que dificilmente expressam a realidade das competições. Por exemplo, atletas de futebol possuem uma demanda física durante os jogos com característica intermitente, porém são testados através de testes que envolvem situações de corridas contínuas e quase sempre sem a presença da bola (CASTAGNA et al. 2010; SOTIROPOULOS et al. 2009). Da mesma forma, atletas de voleibol são avaliados são avaliados por métodos pouco específicos, por exemplo, as corridas são pouco empregadas em gestos técnicos dessa modalidade (DUNCAN et al. 2006).

Apesar de importantes, muitos testes laboratoriais guardam pouca ou nenhuma associação com a especificidade encontrada nas condições de competição esportiva. Em certas circunstâncias, a fadiga muscular localizada pode ser determinante para o sucesso esportivo e não ser identificada pela falta de especificidade com o esporte. O chute no futsal é um claro exemplo, onde a fadiga localizada dos músculos extensores do joelho após uma corrida curta pode influenciar o desempenho por esta ser um grupo muscular importante na execução

do chute. Logo, identifica-se uma lacuna importante entre os protocolos empregados nas avaliações laboratoriais e a especificidade encontrada nas provas e competições esportivas que envolvem gestos técnicos específicos.

No futsal, a maioria dos testes utilizados tem baixa especificidade em relação às exigências da modalidade. É comum observar referências sobre a capacidade ou potência aeróbia (SILVEIRA et al., 2005; CASTAGNA et al., 2007; CAMASSOLA et al., 2007), os quais também são regularmente empregados em outras modalidades esportivas (RANKOVIC et al., 2010; SMEKAL et al., 2001). Dentre os testes aplicados para o futsal, o *Running Anaerobic Sprint Test* (RAST) é um dos mais empregados para a determinação da capacidade anaeróbia através do índice de fadiga (BALCIUNAS et al., 2006). O protocolo do RAST consiste em seis "sprints" máximos de 35m com intervalos de 10s (BALCIUNAS et al., 2006) e tem sido considerado como um teste que caracteriza os aspectos intermitentes encontrados no jogo. Apesar disso, as distâncias percorridas no teste não correspondem aquelas percorridas durante partidas de futsal, onde as distâncias em velocidade máxima variam entre 15 a 21 m (GARCIA, 2004). Além disso, o teste não apresenta uma demanda que envolva ações técnicas do futsal, como por exemplo, a condução de bola ou chute. O chute constitui uma das mais importantes ações da modalidade. Assim, as avaliações aplicadas no futsal que analisem parâmetros de fadiga que não envolvam elementos técnicos podem ser vistas como pouco específicas.

O desempenho do chute depende da força, potência (MANOLOPOULOS et al., 2006; PEREZ-GOMEZ et al., 2008) e da coordenação intersegmentar (HAALAND E HOFF, 2003; DÖRGE et al., 2002; ANDERSON & SIDAWAY, 1994). Todos esses

elementos sofrem forte influência da fadiga e da capacidade do atleta em resistir (minimizar) o declínio no desempenho decorrente do desgaste físico que ocorre ao longo do treinamento ou da partida. Tal desgaste físico (declínio na performance) pode ocorrer de forma diferente entre os grupos musculares envolvidos no chute posto que a demanda aplicada sobre tais músculos é de intensidade variável ao longo de uma partida, onde os extensores do joelho e flexores de quadril têm uma solicitação acentuada quando comparados aos demais grupos musculares envolvidos no chute. Portanto, a análise de como os grupos musculares envolvidos no chute sustentam esforços intermitentes é interessante, pois pode prover subsídios a atletas e treinadores dos fatores mais relevantes que podem reduzir a queda no desempenho durante o jogo.

O movimento de pêndulo da perna de chute determina a velocidade do impacto do pé com a bola. Uma forma bastante utilizada para mensurar a capacidade de produzir força rapidamente é através da taxa de desenvolvimento de torque. Não são conhecidos estudos que tenham quantificado a capacidade de gerar torque rapidamente em jogadores de futsal, nem tampouco, como essa capacidade é influenciada por esforços intermitentes. Reduções na capacidade de sustentar um certo desempenho em função do tempo têm sido aplicadas para determinar fadiga. Nesse tipo de análise, as variações no desempenho são consideradas como um "índice de fadiga" (PAPOTI et al., 2005). Não são conhecidos testes que tenham relacionado a capacidade de gerar e sustentar elevados níveis de tensão muscular em jogadores de futsal.

1.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo do presente estudo é analisar a influência de um protocolo intermitente no desempenho do chute no futsal. Além disso, o presente estudo visou correlacionar a capacidade de sustentar a produção de elevados níveis de torque em cada uma das articulações empregadas no chute do futsal durante uma ação voluntária isométrica máxima sustentada com a diminuição da performance do chute durante esforços intermitentes.

1.1.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1) Descrever as características cinemáticas espaciais (velocidades angulares e lineares) do quadril, joelho e tornozelo, durante esforços intermitentes que simulam o chute em condições próximas aquelas encontradas durante a prática do futsal;

2) Descrever as características da função muscular (pico de torque, taxa de desenvolvimento de torque e taxa de queda de desempenho de torque) dos segmentos envolvidos no chute durante uma contração máxima isométrica resistida em atletas do futsal;

3) Correlacionar a variável cinemática de desempenho (velocidade linear do metatarso no instante de contato com a bola) de chute no futsal durante esforços intermitentes com as variáveis da função muscular (pico de torque, taxa de desenvolvimento de torque) dos segmentos envolvidos no chute durante uma contração máxima isométrica resistida;

4) Correlacionar a variável da função muscular de taxa de queda de desempenho de torque com a diferença de queda de desempenho do chute no futsal realizado durante protocolo de exercício intermitente.

1.1.2. HIPÓTESES

H_1 – Os esforços intermitentes que simulam a prática do futsal diminuirão o desempenho do chute.

H_2 – Os esforços intermitentes que simulam a prática do futsal diminuirão as velocidades cinemáticas angulares do chute no futsal.

H_3 – Os esforços intermitentes que simulam a prática do futsal diminuirão as velocidades cinemáticas lineares do chute no futsal.

H_4 – Ocorrerá redução entre a velocidade linear do metatarso no instante de contato com a bola sob esforços intermitentes, que terão associação positiva com a taxa de desenvolvimento de torque da flexão de quadril e extensão de joelho obtida durante uma contração isométrica voluntária máxima.

H_5 – Ocorrerá redução no desempenho do chute (velocidade linear do metatarso) durante um protocolo de exercício intermitente em relação as taxas de queda de desempenho nos instantes de 6s e 12s após o pico de torque em contração isométrica voluntária máxima nos movimentos de extensão e flexão das articulações do quadril, joelho e tornozelo.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 FORÇA MUSCULAR

Segundo Maughan et al., (2000), para uma fibra muscular exercer força, um impulso do nervo motor que a inerva deve resultar na propagação de uma ação potencial ao longo do sarcolema. Chegando à placa motora final, essa ação potencial provoca a liberação do neurotransmissor de acetilcolina, que atravessa a sinapse específica entre o nervo terminal e a fibra muscular (a junção neuromuscular) e liga os receptores de acetilcolina ao sarcolema. Isso provoca a abertura de canais de sódio e, conseqüentemente, influxo de sódio abaixa de seu gradiente de concentração na fibra do músculo, despolarização da membrana e início de uma ação potencial, que é então conduzida ao longo da fibra muscular do sarcolema em ambas as direções e para baixo dos túbulos T, resultando na ativação completa da fibra muscular.

Para Barros e Ghorayeb (1999), pode-se definir força enquanto qualidade de aptidão física, como a capacidade de gerar tensão nos músculos esqueléticos. A força é diretamente proporcional à capacidade contrátil dos músculos, que por sua vez depende da quantidade de proteína contrátil nas fibras musculares, e da capacidade de recrutamento de unidades motoras. Do ponto de vista físico, a força é o produto de uma massa por sua aceleração, sendo a força peso medida em Newtons (N), e dada pela massa multiplicada pela aceleração da gravidade.

A força muscular pode ser definida como a força ou tensão que um músculo ou, mais corretamente, um grupo muscular consegue exercer contra uma resistência, em um esforço máximo, (FOX et al., 1995), ou como a capacidade de superar a resistência externa à custa dos esforços musculares, (VERKHOSHANSKI, 2001).

Para Lehmkuhl e Smith (1997), entre as muitas definições de força estão: o estado de ser forte, a capacidade de um músculo de produzir força, e a capacidade de um músculo de gerar tensão ativa. Além dos fatores neurológicos, metabólicos, endócrinos e psicológicos que afetam a força muscular, muitos outros fatores determinam a força muscular ou uma contração voluntária máxima (CVM). Estes fatores incluem a arquitetura das fibras musculares, a idade e o sexo do sujeito, o

tamanho dos músculos, o comprimento do músculo no momento da contração, a alavancagem do músculo e a velocidade de contração. Além da resistência externa, da velocidade de movimento, da força voluntária (intensidade do movimento) e da duração da solicitação, (VILLIGER, 1995).

O papel do sistema nervoso central na manifestação da tensão de força consiste no regulamento da freqüência do impulso, no grau de sincronização sobre neurônios motores, na quantidade das unidades motoras recrutadas - coordenação intramuscular -, bem como na coordenação da atividade dos grupos musculares envolvidos na contração - coordenação intermuscular, (VERKHOSHANSKI, 2001).

Estudos sugerem que o limite superior da força voluntária é definido "psicologicamente", considerando-se que fatores emocionais ou estimulantes são necessários para atingir um limite fisiológico, (POWERS e HOWLEY, 2000).

Quando mensuramos as forças exercidas sobre os sistemas articulares, levamos em consideração o momento ou torque desenvolvido pelos grupos musculares. Momento ou torque é o produto de uma força pelo comprimento do braço de alavanca onde atua esta força, (BATISTELLA e SHINZATO, 1996). Torque é o produto da força vezes a distância perpendicular desde sua linha de ação até o eixo do movimento, (LEHMKUHL e SMITH, 1997).

No futsal, destacam-se as manifestações da força relacionada à velocidade, compreendida por força explosiva (potente) (força ativa) e força explosiva elástica (reativa) (MARIA et al., 2009).

2.2 COORDENAÇÃO

A coordenação motora é um tema bastante estudado (ANDERSON & SIDAWAY, 1994; RODACKI et al., 2001; SALTZBERG et al., 2001;) e pode ser definida como movimentos relativos entre os segmentos corporais, ou entre os segmentos e um objeto (NEWELL, 1995).

A coordenação esta diretamente relacionada aos estágios de aprendizagem, Anderson & Sidaway (1994), apresentaram padrões diferentes entre novatos e experientes na tarefa de chute do futebol, no entanto, após dez semanas de pratica se verificou que os padrões de coordenação dos novatos se aproximaram do padrão dos experientes.

A variação da coordenação durante os estágios de aprendizagem sofrem influência do “problema dos graus de liberdade”, onde o sistema neuromuscular reduziria a mobilidade articular para realizar um determinado movimento e quando a aprendizagem ocorre os graus de liberdade aumentam (BERNSTEIN, 1967).

Young et al. (1995), citam que o “problema dos graus de liberdade” é uma estratégia do sistema nervoso poderia usar para simplificar a seleção de um único conjunto de padrão motor em um movimento multi-articular.

A coordenação multi-articular depende da relação temporal dos segmentos proximais e distais. Os segmentos proximais atingem a velocidade angular máxima e iniciam sua diminuição bem antes dos segmentos distais (PUTNAM, 1991) e esta interação produziria velocidade angular superior à velocidade angular produzida apenas pela ação muscular (PUTNAM, 1991).

Esta interação segmentar esta diretamente relacionada ao princípio da somatória das velocidades (BUNN, 1972) que afirma que para otimizar a velocidade máxima da extremidade distal do sistema no final do movimento, cada segmento deve iniciar sua ação no momento em que o segmento proximal adjacente tenha alcançado sua velocidade máxima.

2.2.1 COORDENAÇÃO DO CHUTE

Boa técnica de chute é um importante aspecto para jogadores de futebol (KELLIS et al., 2007). Sobre as ações realizadas durante o futebol, chutar a bola é a mais importante e estudada ação (NUNOME et al., 2006).

Plagenhoef (1971) em uma das primeiras descrições biomecânicas do chute produziu um “movimentograma” onde ilustra a habilidade.

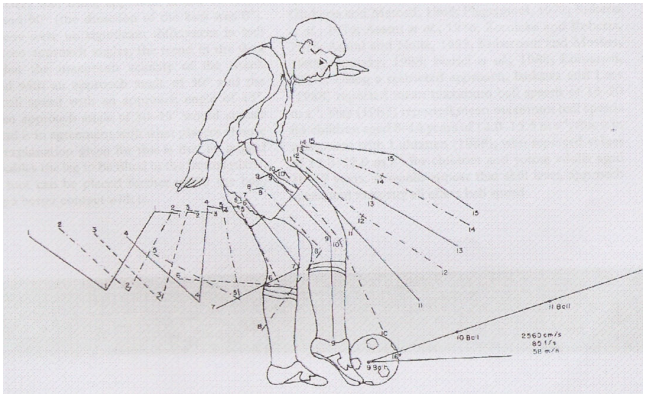


Figura 1: Modelo do chute criado com base na cinemática (Plagenhoef, 1971).

O chute é classificado em uma categoria geral de habilidades que requerem que o indivíduo alcance a máxima velocidade angular da extremidade de um segmento distal para impulsionar velozmente um implemento (ANDERSON e SIDAWAY, 1994)**.**

O padrão de chute com o dorso do pé é o padrão dos mais utilizados pela literatura, e é descrito pelo pé de apoio lateralmente e logo atrás da bola estacionária. O membro responsável pelo impacto com a bola é levado para trás com o joelho flexionado. Posterior a este instante, inicia-se a rotação da pelve, e o joelho ainda esta sendo flexionado. Após esta seqüência de fatos, ocorre a desaceleração do quadril e o joelho é estendido vigorosamente até o contato com a bola (WICKSTROM, 1983).

Os padrões de coordenação podem variar conforme as exigências da ação e situação com que ocorrem. Lees e Nolan (2002) em estudo que objetivou comparar o chute de velocidade ao chute de precisão se verificou que velocidades angulares do quadril e do joelho foram menores no chute de precisão. Os autores ainda observaram um aumento do comprimento da ultima passada no chute de precisão. Este aumento amplia a rotação da pelve, possibilitando maior mobilidade no quadril e aproveitamento dos músculos do tronco. Davids et al. (2000) também sugerem que um aumento do comprimento do último passo de aproximação permite maior

rotação da pelve para trás horizontalmente, permitindo um maior tempo de aceleração linear do pé em direção a bola.

A capacidade de chutar com os dois pés é considerada como uma desejável habilidade em jogadores de futebol de alto nível, no entanto, a maioria dos jogadores apresenta uma dominância da habilidade de chutar em apenas um dos lados (MCLEAN e TUMILTY, 1993). Haaland e Hoff (2003) compararam o grupo experimental que treinou o membro não dominante durante oito semanas, e verificou melhora significativa do membro não dominante ao grupo controle, porém mesmo inesperado, o grupo controle apresentou melhora do membro dominante, e estes resultados podem ser explicados por um programa motor generalizado, ou a partir de uma abordagem de sistemas dinâmicos onde as informações do treinamento serviram para o sujeito avaliar a situação e o corpo auto organizou o desempenho motor. Dörge et al., (2002) observaram que mesmo os testes de força em dinamometria não apresentarem diferenças, a velocidade da bola, a velocidade linear do pé e a velocidade angular do joelho foram maiores com a perna preferida. Acredita-se que tais diferenças na bilateralidade do chute ocorrem devido a um padrão menos eficiente de coordenação na perna não dominante (DÖRGE et al., 2002; BARFIELD, 1995).

Barbieri et al. (2010), em estudo que objetivou comparar o chute de bola estacionária com o chute de bola rolando em atletas de elite de futsal, não encontraram diferença significativa entre a velocidade da bola, velocidade linear do pé e precisão. No entanto, encontraram algumas diferenças entre angular cinemática e velocidade angular articular entre os tipos de chute. Ainda concluem que atletas de elite na fase preparatória do chute com bola em movimento produzem ajustes quase iguais aos de chute com a bola estacionária.

O chute pode apresentar melhora de performance com as mais variadas formas de treinamento, como demonstrado por Manolopoulos et al., (2006) que verificaram aumento significativo na velocidade da bola, velocidade linear do pé, tornozelo e velocidade angular de todas as articulações durante a fase final do chute em treinamento de futebol específico combinado com força e exercícios técnicos. ANDERSON e SIDAWAY (1994) treinaram sujeitos novatos por dez semanas

somente com a prática de chute e constataram aumento na velocidade linear do pé, e atribuíram a melhora de performance as mudanças no modelo de coordenação. Por sua vez, Perez-Gomez et al., (2008) em um protocolo associando treinamentos com pesos e pliométricos, e observaram aumento da velocidade angular do joelho em 13,6% e concluíram que seis semanas de treinamento combinado de levantamento de pesos e exercícios pliométricos resultam em um aumento significativo na performance do chute, como também em outras capacidades físicas também avaliadas pelos autores importantes para o sucesso no futebol. Aagaard et al. (1996) não encontraram melhora de performance do chute em três diferentes regimes de treinamento em equipamento isocinético.

2.3 FADIGA

A fadiga muscular pode ser definida como a incapacidade funcional na manutenção de um nível esperado de força (DIEFENTHAELER et al., 2008). Para Enoka et al., (2008) a fadiga muscular humana pode ser definida como uma redução induzida pelo exercício da capacidade do músculo em produzir força.

A fadiga é uma terminologia utilizada para descrever as sensações gerais de cansaço e a concomitante redução do desempenho muscular (WILMORE & COSTILL, 2001). Wilmore e Costill (2001), citam que a maioria dos esforços para descrever as causas da fadiga e os locais de fadiga enfoca os sistemas energéticos (ATP-CP, glicólise e oxidação), o acúmulo de subprodutos metabólicos, o sistema nervoso e a falha do mecanismo contrátil das fibras musculares.

Outras citações também apresentam causas parecidas multifatoriais relacionados à fadiga, tais como: degradação de creatina fosfato (PCr), acidose intramuscular e uma redução do glicogênio muscular durante as atividades físicas, principalmente as de alta intensidade como as exigidas no futsal (LAMBERT; FLYNN, 2002).

Mesmo em situação de fadiga o sistema nervoso central é capaz de manter uma produção constante de força, através da ativação de um maior número de motoneurônios. Este aumento pode ser verificado pelo aumento do sinal

eletromiográfico (EMG) (LOSCHER et al. 1996; HUNTER et al.). No entanto, em exercício máximo, quando se admite que todas as unidades motoras são ativadas ao máximo, a fadiga é acompanhada por uma queda na atividade neural (avaliado pelo sinal eletromiográfico). A redução na atividade neural apóia o argumento de que essa forma de fadiga é causada por uma falha na transmissão neural (MC ARDLE et al., 1983).

2.3.1 COORDENAÇÃO E FADIGA

Os movimentos corporais sofrem influência direta das ações musculares, a coordenação intra e intermuscular determinam o padrão de movimento, e estes padrões podem sofrer alterações pela diminuição do desempenho da capacidade física proveniente de ações repetidas. Diefenthaeler e Vaz, (2008), retratam que a fadiga tem sido relacionada com a perda da técnica de pedalada e quantificada por meio das mudanças nos padrões de ativação elétrica, porém segundo os autores mesmo com análise eletromiográfica é difícil determinar se a fadiga ocorre em detrimento de fatores centrais ou periféricos.

Os efeitos da fadiga ainda têm sido descritos na literatura por outros autores. Bonnard et al., (1994) apontam que sujeitos em situação de fadiga se utilizaram de duas estratégias para compensar fadiga dos músculos extensores do tornozelo em atividade de salto, maior dependência dos músculos extensores de joelhos e uma pré ativação dos gastrocnêmios.

Rodacki et al., (2002) em estudo que investigou a coordenação segmentar em saltos verticais sob condição de fadiga de extensores e flexores de joelhos, evidenciaram que a fadiga nos extensores causou ajustes severos nas variáveis de movimento, onde índices de pico ocorreram mais cedo em comparado em situação de não fadiga, porém, se evidenciou que o salto vertical segue o padrão de organização relativamente estável sob condição de fadiga. Em estudo com mesmo objetivo, no entanto com método diferente de indução a fadiga, se observou um padrão consistente de movimento, onde a coordenação segmentar também não apresentou diferença entre as duas condições (não fadiga x fadiga) (RODACKI et al. 2001).

Ao contrário do que se observou nos dois estudos anteriores, Forestier e Nougier (1998) evidenciaram uma nova organização intersegmentar no padrão de arremesso de precisão para manter um bom desempenho motor. Na condição sem fadiga a velocidade final da mão resultou no princípio de uma “soma de velocidade” (BUNN, 1972), que por sua vez, não ocorreu na condição de fadiga, tornando o movimento um sistema rígido.

2.3.1.1 FADIGA E CHUTE

Poucos são os estudos que avaliaram os efeitos da fadiga no chute, um publicado no ano de 1988 (LEES e DAVIES) e dois publicados em 2006 (KELLIS et al. e APRIANTONO et al.).

Lees e Davies (1988) foram os primeiros a aplicar um protocolo de exercícios com intuito de induzir a fadiga e observar possíveis alterações no desempenho de chute, o protocolo de exercícios consistiu em realizar 6 minutos de step e depois deste, verificaram menor velocidade máxima do pé e da bola.

Apriantono et al. (2006) avaliaram os efeitos da fadiga na cinética e da cinemática no chute no futebol em sete jogadores masculinos, onde o protocolo de indução a fadiga consistiu em realizar em equipamento de treinamento com pesos exercícios de extensão e flexão de joelhos até a exaustão, e verificaram que a velocidade da bola na análise cinemática de chute diminuiu significativamente após indução a fadiga em comparado a situação de não fadiga. Diferenças significativas também foram observadas na velocidade linear do pé imediatamente antes ao impacto com a bola e no pico da velocidade angular (balanço) da perna, porém a fadiga não só diminuiu a habilidade dos músculos em gerar força durante o chute, como também a coordenação inter-segmentar. Outro dado relevante encontrado pelos autores é que os efeitos da fadiga alteram a ação excêntrica dos flexores de joelhos imediatamente antes ao impacto com a bola, e desta forma, aumenta a possibilidade de lesões.

KELLIS et al. (2006) diferente dos autores anteriores, que se utilizaram de exercícios com pesos e step, analisaram os efeitos da fadiga sobre o desempenho

do chute através de um protocolo que simulam as condições de jogo do futebol e identificaram que a velocidade da bola foi diminuída significativamente, o que os autores atribuem diminuição da velocidade angular máxima da extensão de joelhos do membro dominante, velocidade linear do pé e tornozelo.

Com os resultados destes estudos, torna-se necessário compará-los a efeitos da prática de um protocolo que simula a prática do futsal que considerem efeitos da função muscular (pico de torque, taxa de desenvolvimento de torque e taxa de queda de desempenho de torque) em atletas de futsal, já que não são conhecidos estudos com esta característica.

3. MÉTODOS

3.1 SUJEITOS

A amostra foi composta por 10 atletas de futsal do sexo masculino (25 ±6,6 anos, 176,0 ±2,9 cm, 79,7 ±7,3 kg), de uma equipe profissional da cidade de Joinville que disputa a Liga Nacional e Campeonato Catarinense de Futsal. Antes do início da coleta de dados, os sujeitos preencheram e assinaram formulário de participação livre e esclarecida participação na pesquisa, o qual foi previamente aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Paranaense (UNIPAR). Foram excluídos do estudo atletas com lesões que impediram a participação em treinamentos e/ou jogos nos 30 dias que antecederam a pesquisa.

3.2 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

Os indivíduos participaram de três sessões experimentais. A primeira sessão foi utilizada para familiarização aos procedimentos da avaliação da função muscular que objetivou minimizar possíveis falhas aos resultados provenientes da inexperiência aos procedimentos da pesquisa. A segunda sessão foi destinada para coleta de dados referentes a força isométrica. A terceira sessão para coleta de dados de cinemática de chute.

Os parâmetros da função muscular avaliados foram o pico de torque, taxa de desenvolvimento de torque e taxa de queda de desempenho de torque. Os procedimentos empregados para a determinação desses parâmetros encontram-se descritos no item 3.2.1.

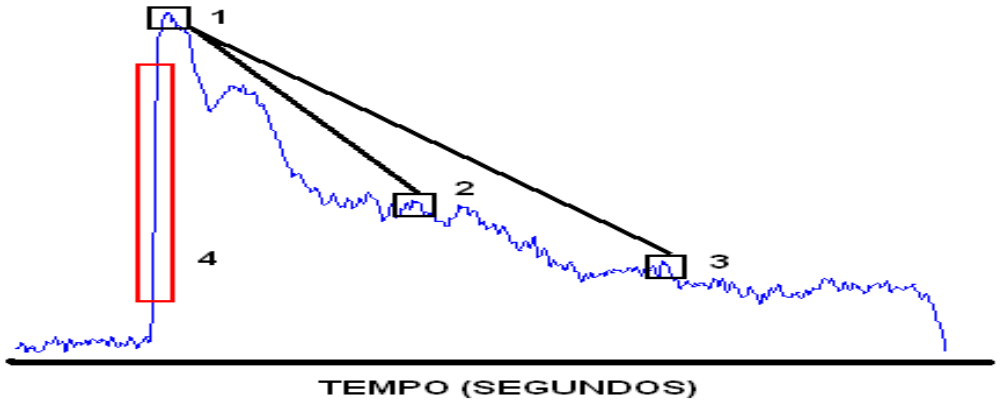
O protocolo de exercício intermitente que objetivou simular a prática do futsal ocorreu simultaneamente a avaliação cinemática (avaliação do chute), ou seja, a cada dois “sprints” máximos de 10m acíclicos, os indivíduos realizaram um chute, e estes foram registrados como demonstrado no item 3.2.2.

O aquecimento para esta avaliação apresentou duração de oito minutos, além de dois chutes máximos executados com o dorso do pé, pois o chute executado nesta técnica é a mais freqüentemente utilizada e de domínio de todos os participantes.

Um intervalo de três minutos para o início da avaliação foi imposto entre o final do aquecimento e o início da coleta de dados.

3.2.1 AVALIAÇÃO DO TORQUE

Para mensurar pico de torque, taxa de desenvolvimento de torque e taxa de queda de desempenho de torque nos instantes de 6 e 12 segundos após o pico de torques, foi utilizada uma Célula de Carga calibrada (Kratos modelo CZC500) acoplada à uma placa conversora A/D (National Instruments, modelo NI USB 6218), conectados a um computador. A freqüência de aquisição da célula de carga foi de 500 Hz. Cada indivíduo realizou três tentativas e tiveram um intervalo de 1 minuto, sendo a tentativa de maior desempenho utilizada para a análise do estudo. A distância do ponto de fixação da célula ao centro articular foi determinado por meio de uma fita métrica. O torque foi calculado pela multiplica cão da força pelo distância na qual ela foi aplicada por meio de uma rotina elaborada através do software MatLab, A taxa de desenvolvimento de torque foi determinada pelo coeficiente de inclinação do segmento de reta da relação entre torque e tempo. Para a determinação do segmento de reta, os 20% iniciais e finais dos dados foram desconsiderados, sendo utilizados os pontos que formaram a porção central da reta (60%) (Bento et al., 2010). A taxa de queda de desempenho foi analisada em dois momentos, 6 e 12 segundos após o pico máximo de torque. A figura 2 mostra o esquema de processamento dos dados da função muscular.



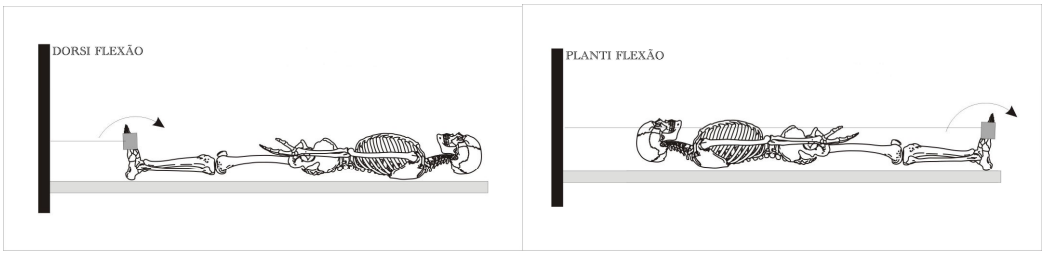
LEGENDA: 1 – Pico de Torque; **2** – Instante empregado para Taxa de Queda de Desempenho à 6s após Pico de Torque; **3 –** Instante empregado para Taxa de Queda de Desempenho à 12s após Pico de Torque; **4 –** Taxa de Desenvolvimento de Torque.

Figura 2: Modelo Esquemático do Processamento de Dados da Função Muscular.

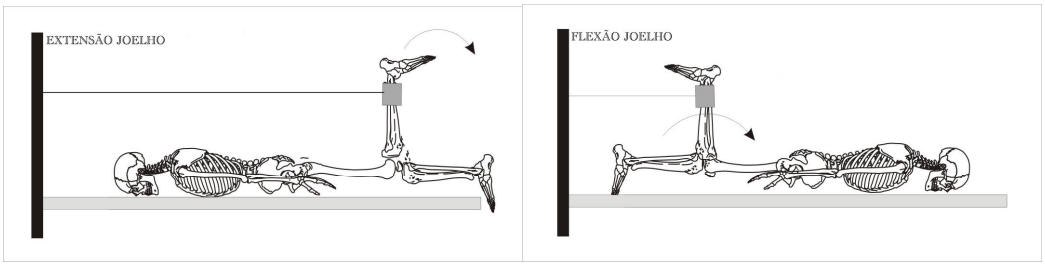
Para que se pudesse calcular a taxa de queda de desempenho a 6 e 12 segundos os indivíduos foram orientados a realizar um único movimento explosivo máximo e mantê-lo por aproximadamente 18s.

Os testes de torque para o quadril, joelho e tornozelo foram realizados com os sujeitos posicionados deitados de maneira que as articulações testadas estivessem em um ângulo de 90º. A célula de carga foi posicionada de maneira perpendicular aos segmentos corporais. A figura 3 demonstra o posicionamento dos indivíduos da função muscular.

Articulação do Tornozelo



Articulação Joelho



Articulação Quadril

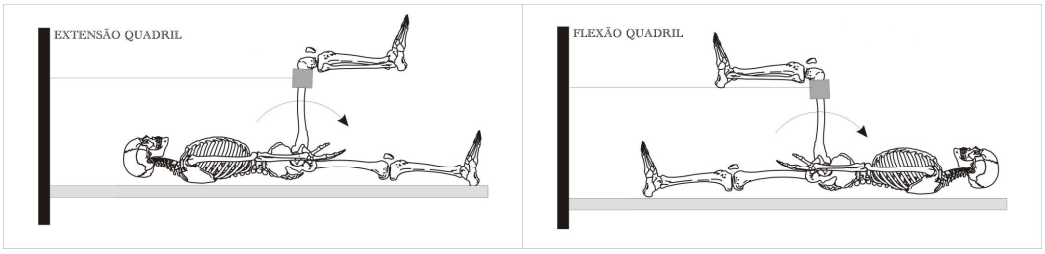


Figura 3: Modelo de posicionamento para avaliação de torque já utilizado por Bento et al., (2010).

3.2.2 AVALIAÇÃO CINEMÁTICA

Com a avaliação cinemática foi possível observar possíveis variações espaciais (velocidades angulares de coxa, joelho e tornozelo e lineares de quadril, joelho e tornozelo) do chute no futsal sob efeito agudo de um protocolo de exercício intermitente que simula a prática do futsal. Para esta análise, foi utilizada uma câmera filmadora (JVC, modelo GRDV 9500) operando a 120Hz, posicionada a seis metros da bola e a um metro de altura do lado dominante dos sujeitos e forneceu imagens para uma análise em 2D. Esta forma de análise de análise tem sido utilizada para descrever o chute no futebol (ANDERSON & SIDAWAY, 1994; DÖRGE et al., 2002).

As imagens foram processadas através do software Skillspector (versão 1.2.4), e as coordenadas de um número pontos anatômicos foi utilizada para reconstruir o movimento em duas dimensões. Os seguintes pontos anatômicos foram demarcados: (1) Cabeça do 5º metatarso; (2) Maléolo Lateral da Fíbula; (3) Epicôndilo lateral do fêmur; (4) Trocânter do Fêmur e (5) Crista Ilíaca e empregados para determinar os segmentos corporais do quadril (4 e 5), coxa (3 e 4), perna (2 e 3) e pé (1 e 2). O maléolo medial do membro não dominante foi utilizado para a visualização do instante do membro apoio com o solo. A bola também foi demarcada para visualizar o instante do contato do pé com a bola. Para facilitar a visualização dos marcadores (circunferência de 1,0 cm), os sujeitos vestiram roupas aderentes ao corpo. A figura 4 apresenta o modelo biomecânico empregado.

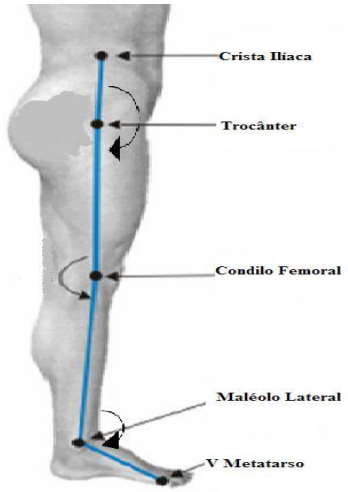


Figura 4: Modelo Biomecânico

A proposta de avaliar as variáveis de máxima velocidade angular do quadril e velocidade angular do quadril no instante do contato da bola utilizados para análise da interação do tronco com o membro inferior foram alterados ao longo da análise dos resultados pela análise de máxima velocidade angular da coxa e velocidade angular da coxa no instante do contato da bola. A justificativa para esta substituição é o posicionamento do membro superior sobre o ponto da crista ilíaca (figura 4) o que dificultaria a confiabilidade nos resultados angulares do quadril. A análise de velocidade angular da coxa foi utilizada por kellis et al. (2006) para análise da performance do chute também em um protocolo de fadiga.

As avaliações cinemáticas foram realizadas em ambiente fechado (ginásio de esportes) em que a equipe realiza regularmente seus treinamentos e jogos, a bola utilizada para execução dos chutes foram bolas oficiais da Liga Futsal, devidamente calibradas (9 libras), conforme recomendado pelo fabricante.

O início do movimento foi determinado pelo instante em que o pé de apoio toca o solo. O final do movimento, por sua vez, foi determinado pelo último quadro em que a bola estivesse presente no vídeo.

3.2.3 PROTOCOLO DE EXERCÍCIO INTERMITENTE

O protocolo de exercício intermitente associou “sprints” de 10m acíclicos e chutes que foram utilizados para a análise cinemática.

O registro de tempo dos “*sprints*” foi controlado por equipamento eletrônico de fotocélula acoplado a um computador com precisão de 0,001s e estes valores foram utilizados para controle de fadiga.

O circuito de corrida foi composto pelo trajeto de 10m acíclicos onde os indivíduos deveriam percorrer em intensidade máxima e duas áreas de desaceleração de seis metros posicionadas nas extremidades do trajeto de 10m. A Figura 4 apresenta uma representação esquemática do teste. Nestas áreas de desaceleração existiam duas áreas denominadas “*stops*” posicionadas logo atrás das fotocélulas, e eram pontos onde os indivíduos deveriam estar posicionados parados para que

iniciassem os movimentos de aceleração, evitando desta forma que os indivíduos iniciassem os "*sprints*" já em movimento e desta forma variar o desempenho de velocidade ocasionado pelo estilo de arranque do "*sprint*".

O protocolo de exercício intermitente foi iniciado com o indivíduo realizando um "*sprint*" de ida no trajeto de 10m acíclico, tão logo desacelerasse, o mesmo se posicionava na área "*stop*" na outra extremidade do trajeto de 10m acíclico e realizava o "*sprint*" de retorno. Depois de realizado estes dois "*sprints*", o indivíduo se colocava em uma terceira área "*stop*" localizada a quatro metros da bola e realizava um chute na máxima intensidade. Terminado este ciclo, mais cinco ciclos foram realizados. Esta seqüência foi realizada com total ausência de pausas. Ao final do protocolo, cada indivíduo realizou 12 "*sprints*" e 6 chutes.

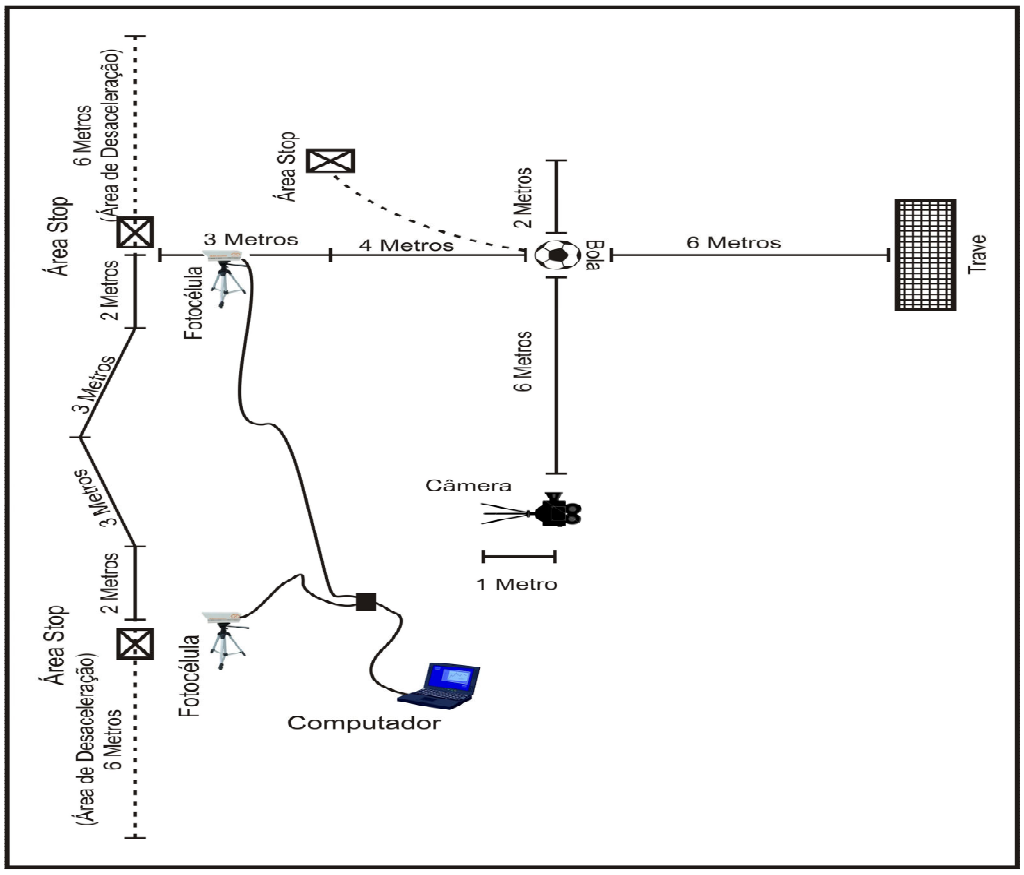


Figura 5: Modelo esquemático do protocolo de exercício intermitente juntamente com a área de coleta dos chutes através de análise cinemática.

3.3 ANÁLISE DE DADOS

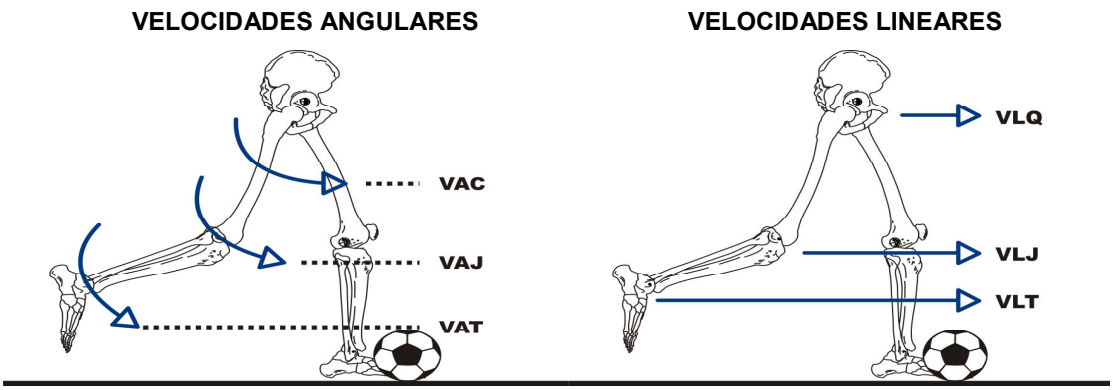
3.3.1 VARIÁVEIS DE ESTUDO

A redução do desempenho foi considerada a variável dependente e foi determinada pela velocidade linear do metatarso no instante do contato com a bola. As variáveis dependentes foram as variáveis cinemáticas e da função muscular. As da função muscular em pico de torque, taxa de desenvolvimento de torque e taxa de queda desempenho de torque a 6 e 12 segundos após o pico de torque. As tabelas 1 e 2 demonstram as variáveis cinemáticas espaciais e variáveis da função muscular respectivamente.

Tabela 1: Descrição das variáveis Cinemáticas Espaciais

VARIÁVEIS CINEMÁTICAS ESPACIAIS
MVAC – Máxima Velocidade Angular da Coxa
VACc – Velocidade Angular da Coxa no instante do contato com a bola
MVAJ – Máxima Velocidade Angular do Joelho
VAJc – Velocidade Angular do Joelho no instante do contato com a bola
MVAT – Máxima Velocidade Angular do Tornozelo
VATc – Velocidade Angular do Tornozelo no instante do contato com a bola
MVLQ – Máxima Velocidade Linear do Quadril
VLQc – Velocidade Linear do Quadril no instante do contato com a bola
MVLJ – Máxima Velocidade Linear do Joelho
VLJc – Velocidade Linear Joelho no instante do contato com a bola
MVLT – Máxima Velocidade Linear do Tornozelo
VLTc – Velocidade Linear do Tornozelo no instante contato com a bola
VLMc – Velocidade Linear do Metatarso no instante do contato com a bola

As variáveis cinemáticas lineares e angulares ainda são apresentadas em sua forma operacional (figura 6).



LEGENDA: VAC – Velocidade Angular da Coxa; **VAJ** – Velocidade Angular do Joelho; **VAT** – Velocidade Angular do Tornozelo; **VLQ** – Velocidade Linear do Quadril; **VLJ** – Velocidade Linear do Joelho; **VLT** – Velocidade Linear do Tornozelo.

Figura 6: Modelo Esquemático Operacional das Variáveis Angulares e Lineares.

Tabela 2: Descrição das Variáveis da Função Muscular

VARIÁVEIS DA FUNÇÃO MUSCULAR
Pico de Torque (Nm)
Tq ExQ – Pico de Torque Extensores do quadril
Tq FxQ – Pico de Torque Flexores do Quadril
Tq ExJ – Pico de Torque Extensores do Joelho
Tq FxJ – Pico de Torque Flexores do Joelho
Tq Planti – Pico de Torque Planti Flexores
Tq Dorsi – Pico de Torque Dorsi Flexores
Taxa de Desenvolvimento de Torque e Taxa de Queda de Desempenho de Torque (Nm/s)
Tx ExQ – Taxa de Desenvolvimento de Torque Extensores do Quadril
Tx ExQ1 – Taxa de Queda de Desempenho de Torque Extensores do Quadril (após 6 segundos pico de torque)
Tx ExQ2 – Taxa de Queda de Desempenho de Torque Extensores do Quadril (após 12 segundos pico de torque)
Tx FxQ – Taxa de Desenvolvimento de Torque Flexores do Quadril

Tx FxQ1 – Taxa de Queda de Desempenho de Torque Flexores do Quadril (após 6 segundos pico de torque)
Tx FxQ2 – Taxa de Queda de Desempenho de Torque Flexores do Quadril (após 12 segundos pico de torque)
Tx ExJ – Taxa de Desenvolvimento de Torque Extensores do Joelho
Tx ExJ1 – Taxa de Queda de Desempenho de Torque Extensores do Joelho (após 6 segundos pico de torque)
Tx ExJ2 – Taxa de Queda de Desempenho de Torque Extensores do Joelho (após 12 segundos pico de torque)
Tx FxJ – Taxa de Desenvolvimento de Torque Flexores do Joelho
Tx FxJ1 – Taxa de Queda de Desempenho de Torque Flexores do Joelho (após 6 segundos pico de torque)
Tx FxJ2 – Taxa de Queda de Desempenho de Torque Flexores do Joelho (após 12 segundos pico de torque)
Tx Do – Taxa de Desenvolvimento de Torque dos Dorsi Flexores
Tx Do1 – Taxa de Queda de Desempenho de Torque dos Dorsi Flexores (após 6 segundos pico de torque)
Tx Do2 – Taxa de Queda de Desempenho de Torque dos Dorsi Flexores (após 12 segundos pico de torque)
Tx Pl – Taxa de Desenvolvimento de Torque dos Planti Flexores
Tx Pl1 – Taxa de Queda de Desempenho de Torque dos Planti Flexores (após 6 segundos pico de torque)
Tx Pl2 – Taxa de Queda de Desempenho de Torque dos Planti Flexores (após 12 segundos pico de torque)

3.3.2 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados foram inicialmente tratados por estatística descritiva padrão. O teste de Kolmogorov-Smirnoff foi aplicado para confirmar a normalidade dos dados. Um número de análises de variância (ANOVA) para medidas repetidas foi utilizado para determinar a influência de um protocolo intermitente no desempenho dos 6 chutes em cada uma das variáveis cinemáticas selecionadas. Para que se determinasse a quantidade de sprints e chutes deste estudo um teste piloto com as mesmas características foi aplicado para avaliar quantos ciclos de “sprints” e chutes seriam

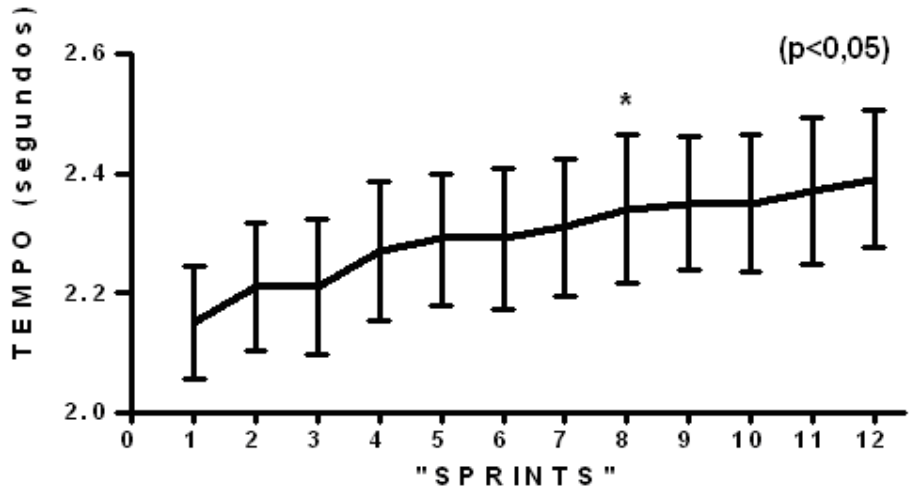
necessários para induzir perda de rendimento. O teste de correlação de pearson foi empregado para determinar a associação entre as reduções na capacidade de geração de força muscular (perda da capacidade de gerar torque) e as reduções na performance (velocidade linear do metatarso no instante do contato com a bola). A correlação de Pearson ainda foi utilizada para associar o pico de torque e taxa de desenvolvimento de torque a performance do chute (velocidade linear do metatarso no instante do contato com a bola) no chute 2, 4 e 6. O software Statistica (Statsoft, versão 7.0) foi empregado e o nível de significância de 0,05 aplicado.

4 RESULTADOS

Nesta seção serão apresentados os resultados do estudo. Inicialmente serão apresentados os dados referentes ao protocolo de exercício intermitente composto por 12 "*sprints*" que tiveram a execução de 6 chutes intercalados entre cada dois sprints. Em seguida, serão apresentados os dados cinemáticos dos seis chutes executados durante protocolo de exercício intermitente. Na seqüência, serão apresentados os dados da função muscular (pico e taxa de desenvolvimento e perda de torque) e finalmente, os resultados da correlação entre as variáveis da função muscular e cinemática.

4.1 PROTOCOLO DE EXERCÍCIO INTERMITENTE

Os dados coletados do protocolo de exercício intermitente correspondem ao tempo de execução de cada um dos 12 "*sprints*" de 10m que totalizaram 120m. Os dados revelaram um aumento de 10,4% no tempo do último sprint, quando comparado ao tempo do primeiro "*sprint*" ($p<0,05$). A média percentual das variações entre sprints foi de 0,8% (±1,1). A Figura 7 indica o tempo (m/s) de execução de cada sprint durante o protocolo de exercício intermitente.



Legenda: * (p<0,05) em relação ao primeiro "sprint".

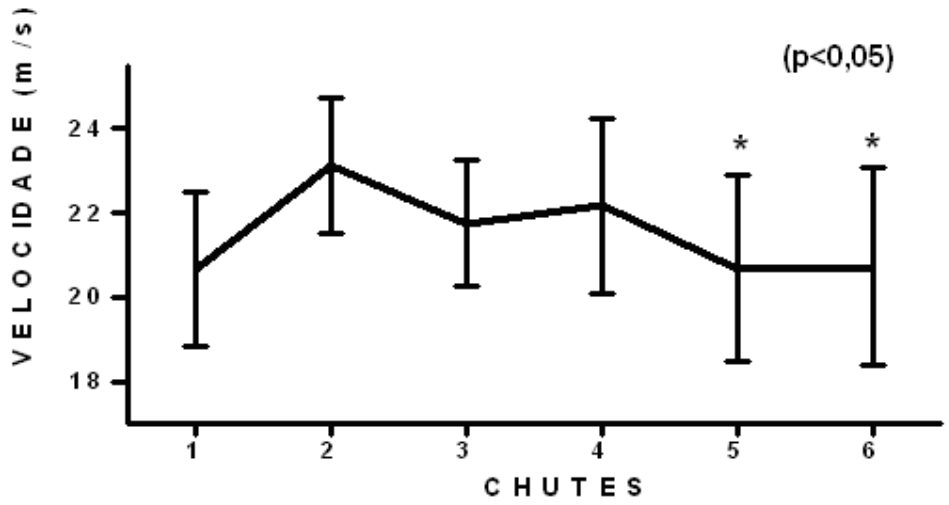
Figura 7: Tempo de Cada "*Sprint*" (10m) Realizado Durante Protocolo de Exercício Intermitente.

Os resultados apontam um aumento nos tempos de execução dos sprints o que indica que o protocolo foi efetivo para induzir a reduções importantes na capacidade do sistema neuromuscular em sustentar uma demanda física.

4.2 VARIÁVEIS CINEMÁTICAS E DE DESEMPENHO

4.2.1 VARIÁVEL DE DESEMPENHO

Os resultados de desempenho demonstrado através da velocidade do metatarso e os resultados das variáveis cinemáticas dos 6 chutes realizados durante protocolo de exercício intermitente são apresentados nesta seção. A figura 8 permite observar os resultados de desempenho medidos através da velocidade do metatarso.



Legenda: * (p<0,05) em relação ao chute 2.

Figura 8: Variável Cinemática Espacial (Velocidade Metatarso) do Chute Realizado Durante Protocolo de Exercício Intermitente.

Foi possível observar que o desempenho dos chutes apresentou alteração entre o segundo e o quinto chute e o segundo e sexto chute (p<0,05). Não foram encontradas diferenças entre o terceiro e o quarto chute (p>0,05).

4.2.2 VARIÁVEIS CINEMÁTICAS

A tabela 3 apresenta os resultados das variáveis cinemáticas de velocidades angulares de coxa, joelho e tornozelo. Não foram verificados variação entre os 6 chutes realizados durante protocolo de exercício intermitente nos resultados de variáveis cinemáticas de velocidade angular.

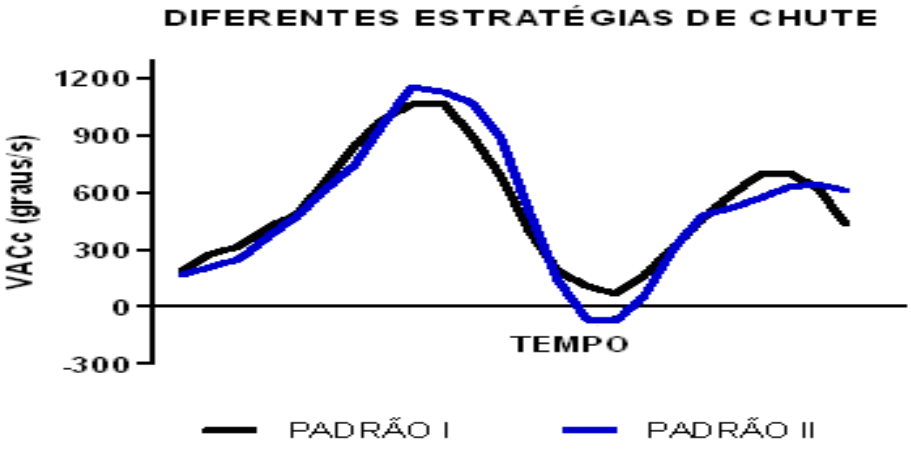
Tabela 3: Variáveis Cinemáticas Espaciais (Velocidade Angular – graus/s) do Chute Realizado Durante Protocolo de Exercício Intermitente.

	VARIÁVEL	CHUTE 1	CHUTE 2	CHUTE 3	CHUTE 4	CHUTE 5	CHUTE 6
COXA	MVAC	1176,7 (±134,0)	1152,8 (±173,4)	1156,0 (±190,4)	1275,4 (±89,0)	1183,6 (±191,7)	1105,1 (±192,1)
	VAC c PI	98,8 (±83,5)	112,8 (±42,9)	1,0 (±107,0)	-1,9 (±61,3)	106,2 (±121,6)	29,4 (±91,4)
	VAC c PII	-119,7 (±68,9)	-100,6 (±67,8)	-142,8 (±108,9)	-106,6 (±161,6)	-208,9 (±78,7)	-93,2 (±52,5)
JOELHO	MVAJ	2062,5 (±329,6)	1897,6 (±261,5)	2242,4 (±395,1)	2041,6 (±405,0)	2035,3 (±421,2)	1893,8 (±333,8)
	VAJ c	1923,9 (±407,0)	1910,1 (±347,6)	2167,7 (±386,5)	2032,8 (±379,3)	2035,3 (±384,6)	1893,8 (±363,2)
TORNOZELO	MVAT	1566,0 (±403,4)	1586,1 (±742,2)	1119,7 (±563,1)	1340,1 (±284,1)	1157,6 (±428,1)	1363,7 (±417,8)
	VAT c	349,0 (±527,2)	1047,5 (±460,1)	448,7 (±601,6)	726,2 (±715,6)	405,9 (±373,3)	643,0 (±503,6)

Legenda: (**MVAC** – Máxima Velocidade Angula da Coxa; **VAC c PI** – Velocidade Angular da Coxa no Instante do Contato com a Bola Padrão I; **VAC c PII** – Velocidade Angular da Coxa no Instante do Contato com a Bola Padrão II; **MVAJ** – Máxima Velocidade Angula do Joelho; **VAJ c** – Velocidade Angular do Joelho no Instante do Contato com a Bola; **MVAT** – Máxima Velocidade Angula do Tornozelo; **VAT c** – Velocidade Angular do Tornozelo no Instante de Contato com a Bola).

Os resultados da velocidade angular da coxa no instante de contato com a bola na tabela 3 ainda apresentam duas estratégias diferentes de coordenação de chute. A figura 9 demonstra estas diferentes estratégias. Indivíduos que em todos os 6 chutes apresentaram valores de velocidade angular da coxa no instante de contato com a bola (VAC c) abaixo de zero (negativo) fizeram parte do grupo padrão II. Enquanto os indivíduos do padrão I variaram entre valores abaixo de zero

(negativos) e acima de zero (positivos), resultando em grande variação dos resultados entre os 6 chutes do padrão I.



Legenda: (**VACc** – Velocidade Angular da Coxa no Instante de Contato com a Bola).

Figura 9: Diferentes Estratégias de Coordenação de Chute Demonstrados Através da Média da Velocidade Angular da Coxa no Instante de Contato com a Bola de Todos os Chutes de cada Indivíduo.

A tabela 4 demonstra os resultados das variáveis cinemáticas de máxima velocidade linear e velocidade linear no instante de contato com a bola de quadril, joelho e tornozelo. As varáveis lineares apresentaram alteração ($p<0,05$) durante o protocolo de exercício intermitente, exceto a máxima velocidade linear de quadril ($p>0,05$).

Tabela 4: Variáveis Cinemáticas (Média ± DP) Espaciais (Velocidade Linear – m/s) do Chute Realizado Durante Protocolo de Exercício Intermitente.

	VARIÁVEL	CHUTE 1	CHUTE 2	CHUTE 3	CHUTE 4	CHUTE 5	CHUTE 6
QUADRIL	MVLQ	5,2 (±0,4)	5,2 (±0,4)	4,8 (±0,7)	4,9 (±0,5)	4,9 (±0,4)	4,8 (±0,3)
	VLQ c	2,9 (±0,4)	2,6 (±0,7)	2,3 (±0,6)	2,3 * (±0,4)	2,2 * (±0,6)	2,2 * (±0,6)
JOELHO	MVLJ	10,5 (±0,7)	10,3 (±0,6)	10,0 (±0,8)	10,3 * (±0,5)	9,8 * (±0,7)	9,5 * (±0,7)
	VLJ c	2,8 (±1,0)	3,4 (±1,1)	2,4 (±1,1)	2,8 (±1,1)	2,3 * † (±1,1)	2,7 (±0,9)
TORNOZELO	MVLT	17,0 (±0,9)	17,0 (±1,0)	16,9 (±1,7)	16,7 (±1,4)	16,0 (±1,3)	16,0 * (±1,1)
	VLT c	16,8 (±0,6)	16,8 (±0,8)	16,4 (±1,3)	16,4 (±0,8)	15,7 (±1,3)	15,9 * (±1,3)

Legenda: (**MVLQ** – Máxima Velocidade Linear do Quadril; **VLQ c** – Velocidade Linear do Quadril no Instante do Contato com a Bola; **MVLJ** – Máxima Velocidade Linear do Joelho; **VLJ c** – Velocidade Linear do Joelho no Instante de Contato com a Bola; **MVLT** – Máxima Velocidade Linear do Tornozelo; **VLT c** – Velocidade Linear do Tornozelo no Instante de Contato com a Bola). ***** Diferença estatística com o chute 1 **†** Diferença estatística com o chute 2

4.3 TESTES DA FUNÇÃO MUSCULAR

Os resultados dos testes da função muscular envolveram a determinação do pico máximo de torque, da taxa de desenvolvimento de torque e da taxa de queda de desempenho durante a manutenção de um esforço isométrico máximo. Os valores dos torques apresentados ao redor das articulações do quadril, joelho e tornozelo são apresentados na Tabela 5.

Tabela 5: Pico Máximo de Torque Isométrico (N.m) (Médias e Desvios padrão) das articulações do quadril, joelho e tornozelo.

QUADRIL		**JOELHO**		**TORNOZELO**	
EXTENSÃO	FLEXÃO	EXTENSÃO	FLEXÃO	PLANTI	DORSI
273,48 (± 57,39)	125,20 (± 24,36)	209,44 (± 60,84)	77,54 (± 22,56)	63,51 (± 21,69)	42,00 (± 18,53)

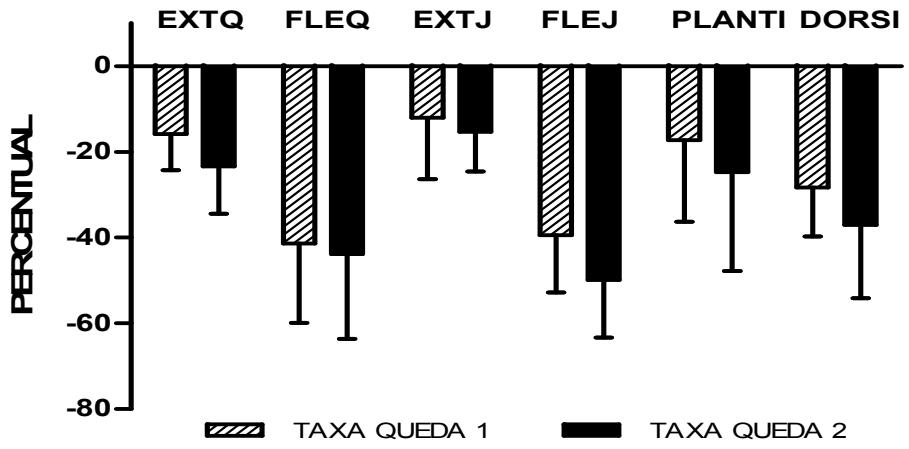
No quadril e no joelho, os maiores torques ocorreram nos grupos musculares extensores, quando comparados aos flexores ($p<0,05$). No tornozelo, o maior torque ocorreu durante a ação dos músculos planti flexores.

A tabela 6 e a figura 10 apresentam as taxas de desenvolvimento de torque e de queda de desempenho. As taxas de desenvolvimento foram maiores nos músculos extensores de quadril, extensores de joelho e planti flexores, quando comparados aos flexores de quadril, joelho e dorsi flexores, respectivamente. No entanto, as taxas de queda de desempenho apresentaram resultados opostos, com índices maiores nos músculos flexores de quadril, joelho e dorsi flexores. As quedas encontradas ao redor da articulação dos flexores do joelho apresentaram as queda mais expressivas de desempenho ao final do período de avaliação (49,9% ±13,4; instante de queda 2).

Tabela 6: Médias de Desvios Padrão de Taxa de Desenvolvimento de Torque e taxa de Queda de Desempenho ($Nm.s^{-1}$).

	EXTENSÃO			FLEXÃO		
QUADRIL	**TX DES**	**TX Q1**	**TX Q2**	**TX DES**	**TX Q1**	**TX Q2**
	1627,25	- 6,65	- 4,58	1021,20	- 7,85	- 4,10
	(± 618,90)	(±3,98)	(±2,78)	(± 286,72)	(±4,83)	(±2,20)
	EXTENSÃO			**FLEXÃO**		
JOELHO	**TX DES**	**TX Q1**	**TX Q2**	**TX DES**	**TX Q1**	**TX Q2**
	588,05	- 3,53	- 2,80	430,95	- 4,65	- 3,18
	(± 132,04)	(±44,95)	(±1,53)	(± 163,74)	(±1,67)	(±0,86)
	PLANTI			**DORSI**		
TORNOZELO	**TX DES**	**TX Q1**	**TX Q2**	**TX DES**	**TX Q1**	**TX Q2**
	389,65	- 2,00	- 1,20	104,65	- 1,50	- 1,03
	(± 117,66)	(±2,38)	(±1,52)	(± 39,30)	(±0,93)	(±0,81)

Legenda: (**TX DES** – Taxa de Desenvolvimento de Torque; **TX Q1** – Taxa de Queda de Desempenho de Torque à 6s; **TX Q2** – Taxa de Queda de Desempenho Torque à 12s).



Legenda: (**EXTQ –**Músculos Extensores Quadril; **FLEQ –** Músculos Flexores Quadril; **EXJ** – Músculos Extensores Joelho; **FLEJ** – Músculos Flexores Joelho; **PLANTI** – Músculos Planti Flexores; **DORSI** – Músculos Dorsi Flexores).

Figura 10: Taxa de Queda de Desempenho da capacidade de sustentar torques dos músculos do Quadril, Joelho e Tornozelo em valores percentuais.

4.4 RELAÇÃO ENTRE A FUNÇÃO MUSCULAR E ALTERAÇÕES CINEMÁTICAS DURANTE O PROTOCOLO DE EXERCÍCIO INTERMITENTE

Nesta sessão serão apresentados os resultados da relação do desempenho (velocidade linear do metatarso no instante de contato com a bola) com as variáveis cinemáticas lineares, angulares e as variáveis da função muscular. Também será apresentada a relação entre a queda de desempenho entre os chutes realizados durante protocolo de exercício intermitente e a queda de desempenho da capacidade de sustentar torques nos extensores e flexores das articulações do quadril, joelho e tornozelo nos instantes de 6s e 12s após o pico de torque. A tabela 7 demonstra os resultados das correlações entre o desempenho das variáveis cinemáticas e variáveis da função muscular.

Tabela 7: Relações significativas entre as variáveis de desempenho com as variáveis cinemáticas e da função muscular.

	PICO PLANTI	PICO FQ	MVAT	TAXA FQ	PICO EJ	VAJc	VLTc
DESEMPENHO CHUTE 2	0,78	0,69					
DESEMPENHO CHUTE 4			0,68	0,67			
DESEMPENHO CHUTE 6	0,76				0,88	0,75	0,89

LEGENDA: (**PICO PLANTI** – Pico de Torque dos Músculos Planti Flexores; **PICO FQ** – Pico de Torque dos Músculos Flexores do Quadril; **MVAT** – Máxima Velocidade Angular do Tornozelo; **TAXA FQ** – Taxa de Desenvolvimento de Torque dos Músculos Flexores do Quadril; **VAJc** – Velocidade Angular do Joelho no Instante do Contato com a Bola; **VLTc** – Velocidade Linear do Tornozelo no Instante de Contato com a Bola; **PICO EJ** – Pico de Torque dos Músculos Extensores do Joelho).

A relação entre a queda do desempenho entre o segundo e sexto chutes realizados durante protocolo de exercício intermitente e a queda de desempenho na função muscular nos instantes de 6s e 12s após pico de torque nos músculos extensores e flexores do quadril, joelho e tornozelo apresentaram apenas uma correlação. Os músculos flexores do joelho (Tx FxJ1) apresentaram uma correlação negativa com a taxa de queda de desempenho ($r = 0,64$; $p<0,05$).

5 DISCUSSÃO

Nessa seção serão discutidos os resultados do estudo. O desempenho do chute foi definido pela velocidade linear do metatarso no instante de contato com a bola e será utilizada como referencial para determinar a contribuição das variáveis cinemáticas espaciais e da função muscular no movimento.

5.1 PROTOCOLO DE EXERCÍCIO INTERMITENTE

O protocolo de exercício intermitente teve por objetivo simular condições próximas àquelas encontradas durante jogos e treinamentos do futsal, onde a alternância de deslocamentos (acelerações e desacelerações) e gestos técnicos de chute são característicos. A escolha desse protocolo se deve a ausência de testes específicos que possam ser aplicados. As distâncias propostas no protocolo de exercício intermitente correspondem a aquelas percorridas por jogadores de futsal, que percorrem distâncias entre 15 e 21 metros durante os jogos (GARCIA, 2004). Além disso, os 120 metros aplicados nos deslocamentos dos atletas é próximo aos 117 metros por minuto encontrados em jogadores profissionais europeus (BARBERO-ALVAREZ et al., 2008).

De fato, o protocolo não foi elaborado apenas para atender as demandas de deslocamento do jogo, mas também para garantir que as ações fossem executadas de forma relativamente padronizada e que preservassem elementos específicos dessa modalidade esportiva, como é o caso do chute precedido por um rápido deslocamento. Apesar disso, o controle da corrida de aproximação para o chute tem sido bastante abordado na literatura e tem sido controlado de forma variada entre estudos. Opavsky (1988) estabeleceu de 6 a 8 passos, enquanto Barfield (1995) e Barfield et al. (2002) estabeleceram 2 passos e a trajetória do deslocamento do atleta em direção a bola entre 45-60^0. O uso de um elevado número de passos preparatórios pode aumentar a variabilidade do movimento e nem sempre é possível no contexto do jogo, influenciando o desempenho do chute (OPAVSKY, 1988; KELLIS et al., 2004; ISOKAWA e LEES, 1988; ROBERTS et al., 1974). Kellis et al. (2004) demonstrou que o maior desempenho ocorre em ângulos de 45^0 em chutes de um único passo de aproximação quando comparados aos ângulos de 0^0 e 90^0.

O tempo necessário para a execução dos deslocamentos para os chutes aumentou ao longo do protocolo, o que evidencia uma demanda metabólica progressiva importante. Os resultados do estudo estão em consonância com outros protocolos de fadiga que reportaram uma queda de 31,1%. Por exemplo, Gomes (2007) empregou um protocolo de deslocamentos em jogadores de futsal, porém os participantes não executaram chutes ao final de cada deslocamento, os quais não guardam uma relação especifica tão próxima quanto aquela almejada no presente estudo. Portanto, o presente protocolo pode ser considerado como apropriado para induzir a perda de rendimento no qual se preservam elementos técnicos específicos do futsal.

5.2 VARIÁVEIS CINEMÁTICAS E DE DESEMPENHO

5.2.1 VARIÁVEL DE DESEMPENHO

Apriantono et al., (2006), Nunome et al., (2006), Mognoni et al. (1994) avaliaram o desempenho através da máxima velocidade linear da bola. Esta estratégia desconsidera algumas variáveis associadas as características da bola como o peso, tamanho e calibragem. Less e Nolan (1998) apontam que o contato e a firmeza do pé no instante de contato com a bola influenciam no desempenho da velocidade linear da bola e podem influenciar os resultados. Assim, no presente estudo optou-se por determinar o desempenho do chute pela velocidade linear do metatarso no instante do contato com a bola. O estudo de Kellis et al., (2006) avaliou o desempenho do chute durante um protocolo intermitente de fadiga e encontrou diferenças no chute no meio do teste, quando a velocidade do pé foi utilizada para caracterizar o desempenho. Por outro lado, tais diferenças não foram encontradas quando a velocidade linear do pé foi empregada. A velocidade final e a rotação da bola dependem em grande parte do contato do pé com a bola (KELLIS e KATIS, 2007).

Os resultados da velocidade linear do metatarso no instante do contato com a bola encontrados no presente estudo são comparáveis aqueles reportados por outros. Dorge et al. (2002) e Nunome et al. (2002) mesmo tendo avaliado atletas

experientes verificaram valores menores aos deste estudo (20,3m.s^{-1} - 22,1m.s^{-1} respectivamente). Anderson e Sidaway (1994) verificaram também valores menores de 14,9m.s^{-1} em sujeitos novatos que depois de 20 sessões regulares de treinamento atingiram 21,9m.s^{-1}. Os valores de máxima velocidade linear do metatarso encontrados neste estudo são similares aos verificados por Manolopoulos et al. (2006) e Apriantono et al. (2006) (aproximadamente 27,0m.s^{-1}). Os valores de máxima velocidade linear do pé variam entre 18 e 28m.s^{-1} (LESS e NOLAN, 1998). No único estudo que avaliou atletas de futsal, Barbieri et al. (2010) verificaram média de 17,2 ±2,2m.s^{-1}, que são bem menores ao do presente estudo. Provavelmente, tais discrepâncias possam ter ocorrido pela diferença de condicionamento físico e tempo de experiência entre os indivíduos estudados. Os participantes do presente estudo são profissionais e altamente treinados.

Apriantono et al. (2006) avaliou a velocidade linear do metatarso em duas condições (fadiga e ausência de fadiga) e verificou uma queda de 4,0% na condição de fadiga. A maior diferença encontrada no presente estudo (10,5%) em relação ao estudo de Apriantono et al., (2006), que pode ser explicada pelo tipo de protocolo empregado, o qual não envolveu ações específicas de jogo (exercícios de musculação) e abrangeram apenas os músculos extensores e flexores de joelhos. Logo, a demanda imposta pode ter sido consideravelmente menor do que aquela aplicada no presente estudo.

O menor desempenho do chute observado no início do protocolo (primeiro chute) pode ser explicado pela adaptação as condições máximas exigidas pelo teste. O primeiro chute pode não ter refletido o melhor desempenho dos atletas, que obtiveram a maior velocidade linear do metatarso no instante do contato com a bola apenas no segundo chute. Assim, o protocolo aplicado no presente estudo foi eficiente para causar uma demanda importante e específica que possibilitou observar mudanças cinemáticas no chute do futsal. Portanto, a hipótese H_1 de que esforços intermitentes que simulam a prática do futsal alterarão o desempenho do chute foi aceita.

5.2.2 VARIÁVEIS CINEMÁTICAS

A velocidade angular (máxima e no instante de contato com a bola) e a velocidade linear (máxima e no instante do contato com a bola) foram usadas para caracterizar as ações dos segmentos inferiores envolvidos no chute durante um protocolo de exercício intermitente.

5.2.2.1 VELOCIDADES ANGULARES

O protocolo de exercícios intermitentes empregado no presente estudo não foi capaz de alterar a máxima velocidade da coxa e também a velocidade angular da coxa no instante do contato com a bola. Kellis et al. (2006) reportaram valores máximos de 550 graus.s^{-1}. Os resultados encontrados por Kellis et al., (2006) não revelaram alterações na velocidade angular da coxa no instante de contato com a bola após um protocolo de fadiga. Apesar das distinções entre os protocolos de fadiga, ocorreu uma constância na máxima velocidade angular da coxa. A manutenção da máxima velocidade da coxa pode ser explicada pela consistência no padrão motor apresentado nas estratégias empregadas pelos atletas, que parece pouco sensível à fadiga. De fato, Kellis et al., (2006) também reportaram que a fadiga não influencia a velocidade angular do segmento da coxa no instante do contato com a bola.

Uma análise mais detalhada dos perfis cinemáticos da velocidade angular da coxa no instante do contato com a bola aponta para a existência de duas estratégias na execução do movimento. Na primeira estratégia (padrão I), a velocidade angular da coxa no instante de contato com a bola é próxima a zero, enquanto a perna e o pé atingem a máxima velocidade angular (HUANG et al.,1982). Esta seqüência de movimentos acontece para que ocorra um maior aproveitamento do impulso angular do segmento distal (BUNN, 1972) e tem sido descrita em outros estudos (KELLIS et al., 2006). Esta interação segmentar está diretamente relacionada ao princípio da somatória das velocidades (BUNN, 1972) que afirma que para otimizar a velocidade máxima da extremidade distal do sistema no final do movimento, cada segmento deve iniciar sua ação no momento em que o segmento proximal adjacente tenha alcançado sua velocidade máxima. A segunda estratégia (padrão II) também segue esta organização segmentar, porém a coxa é revertida (acelerada negativamente),

de forma a preservar ainda mais o momento angular do sistema (KELLIS et al., 2006). Interessantemente, os participantes que empregaram essa segunda estratégia (reversão do movimento), apresentaram um melhor desempenho no chute, que foi caracterizado por uma velocidade linear do metatarso no instante do contato com a bola 4,2% maior, quando comparados aos atletas que apenas desaceleraram o segmento da coxa.

Os valores de máxima velocidade angular do joelho apresentados na literatura apresentam oscilações que variam entre 1200 graus.s^{-1} (KELLIS et al., 2006; RODANO e TAVANA 1993), 1300 graus.s^{-1} (LEES e NOLAN, 2002; NUNOME et al.,2002), 1500 graus.s^{-1} (BARFIELD 1995; ANDERSON E SIDAWAY, 1994) e 1800 graus.s^{-1} (LEVANON e DAPENA, 1998; MANOLOPOULOS et al., 2006). Tais valores são consideravelmente menores do que os encontrados neste estudo que variaram entre 1989 à 2764 graus.s^{-1}. Essas diferenças podem ter ocorrido em função das intensas demandas a que os atletas de futsal são submetidos quando comprados as modalidade e diferentes categorias (atletas profissionais, amadores, não atletas) de indivíduos avaliados por diferentes estudos. O futsal é caracterizado por altas intensidades e deslocamentos em sua maioria entre 3 à 8m (GARCIA, 2004). Esta realidade proporciona aos atletas de futsal um elevado nível de condicionamento destes deslocamentos no menor tempo possível, favorecendo desta forma o elevado nível de potência muscular.

Os valores de máxima velocidade angular e velocidade angular no instante de contato com a bola de joelho e tornozelo (tabela 3) não sofreram alteração em função das demandas do protocolo de exercício empregado ($p>0,05$). Kellis et al. (2006), diferentemente do presente estudo, verificou alteração na máxima velocidade angular do joelho e o tornozelo mostrou um declínio, não significante, de 8,0 a 10,0% após de um protocolo de exercícios não específicos. As diferenças de resultados encontrados entre os estudos podem ter relação com o nível de condicionamento físico entre os indivíduos avaliados, pois este estudo avaliou atletas profissionais e o estudo realizado por Kellis et al. (2006), que avaliou indivíduos amadores.

Os resultados das velocidades cinemáticas angulares não apresentaram alteração quando aplicado o protocolo que simula a prática do futsal e desta forma, a hipótese H_2 os esforços intermitentes que simulam a prática do futsal alterarão as velocidades angulares dos segmentos inferiores do chute no futsal foi rejeitada.

5.2.2.2 VELOCIDADES LINEARES

Além das velocidades angulares, este estudo avaliou velocidades lineares. Estas variáveis parecem justificar a queda de desempenho observado ao final do protocolo de exercícios intermitentes (velocidade linear do metatarso no instante de contato pela bola). Afinal, com exceção da máxima velocidade linear do quadril, as demais variáveis (máxima velocidades do joelho e tornozelo, velocidades lineares no instante de contato com a bola de quadril, joelho e tornozelo) diferiram entre os 6 chutes realizados durante protocolo de exercício intermitente ($p<0,05$).

Nunome et al. (2006) apresentou valores da velocidade linear do tornozelo no instante de contato com a bola de 16,9 $m.s^{-1}$. Estes valores são similares aos verificados por este estudo que apresentou 16,8 $m.s^{-1}$. No entanto, os valores de velocidade linear do joelho no instante de contato com a bola de 4,8 $m.s^{-1}$ apresentados por Nunome et al. (2006) são maiores que os 3,4 $m.s^{-1}$ verificados neste estudo. Provavelmente, a diferença entre estes valores do joelho possui relação dos resultados de velocidade angular da coxa no instante de contato com a bola (tabela 3 – figura 9). Kellis et al. (2006) retrata que a velocidade angular da coxa no instante de contato com a bola pode apresentar uma reversão. A reversão da coxa apresentada por estes indivíduos neste estudo faz com que o joelho tenha sua velocidade linear do joelho diminuída, pois esta é uma estratégia para que a perna atinja maior velocidade. Esta interação segmentar está relacionada ao princípio da somatória das velocidades (BUNN, 1972) e conservação do momento angular (KREIGHBAUM & BARTHELS, 1985).

Rezende (2009) avaliou velocidades lineares em jogadores de futebol de campo e verificou valores menores na máxima velocidade linear do quadril (3,5 $m.s^{-1}$) e no instante de contato com a bola (2,9 $m.s^{-1}$). Na máxima velocidade e na velocidade do instante de contato com a bola do joelho os valores foram similares (10,6 $m.s^{-1}$ e 3,5

$m.s^{-1}$). No entanto, os valores de máxima velocidade e velocidade no instante de contato com a bola do tornozelo foram maiores (21,2 $m.s^{-1}$ e 20,5 $m.s^{-1}$). Os valores menores no quadril, similares no joelho e maiores no tornozelo indicam que os indivíduos avaliados por Rezende (2009) apresentaram valores maiores de tornozelo provavelmente influenciados pelas velocidades angulares ou do quadril e ou do joelho já que as velocidades lineares de quadril e joelho apresentaram valores menores aos apresentados por este estudo.

Os resultados das velocidades cinemáticas lineares apresentaram alteração em função do protocolo que simula a prática do futsal e, desta forma, a hipótese H_3 foi aceita.

5.3 VARIÁVEIS DA FUNÇÃO MUSCULAR

5.3.1 PICO DE TORQUE

O pico de torque, a taxa de desenvolvimento de torque e a taxa de queda de desempenho de torque nas articulações do quadril, joelho e tornozelo foram avaliados. Os maiores valores de pico de torque e taxa de desenvolvimento de torque foram verificados nos músculos extensores do quadril. Enquanto os menores valores de taxa de queda de desempenho foram verificados nos músculos flexores de joelho.

Pela ausência de estudos normativos de força isométrica máxima na literatura, é necessário que a comparação dos resultados seja realizada com outros tipos de ações musculares. Todavia, Borges (1989) não encontrou diferença entre contrações isométricas e isocinéticas de 280 sujeitos ativos.

O pico de torque isométrico do quadril apresentou valores de 273,0 Nm na extensão e 125,0 Nm na flexão e foram maiores que os apresentados por Cahalan et al. (1989) que verificaram torque de 177,0 Nm na extensão e 152,0 Nm na flexão em velocidade de 30 $graus.s^{-1}$. A natureza estática do presente estudo pode explicar tais diferenças.

Mclean e Tumilty (1993) avaliaram e extensão e flexão de joelho em equipamento isocinético em três velocidades diferentes e verificaram maior desempenho na velocidade de 60 graus.s^{-1} com valores de 239,0 Nm para extensão e 120,0Nm para flexão. Apriantono et al., (2006) avaliou o torque de extensão e flexão de joelho em equipamento isocinético em três velocidades distintas 33,1, 200,0 e 332,2 graus.s^{-1}. Os valores de extensão foram de 220,5, 111,1 e 64,9 Nm na extensão e 145,7, 81,8 e 52,0 Nm na flexão nas respectivas velocidades. O que demonstra que quanto maior a velocidade menor o pico de torque. Freedson et al., (1993) avaliou 3345 homens fisicamente ativos (<21 anos) e verificou valores médios de torque de 255,2 Nm nos extensores de joelhos e 163,7 Nm nos flexores de joelho avaliados a 60 graus·s^{-1}. No presente estudo, os resultados de pico de torque foram menores, porém próximos aos verificados na literatura (209,0 Nm os extensores e 77,5 Nm os flexores). A relação de 37,0% do pico de torque dos músculos flexores do joelho comparado aos músculos extensores do joelho indica maior risco de lesões. A literatura indica que valores de relação abaixo de 60% têm sido associados a distensões dos músculos isquiotibiais (EKSTRAN e GILLQUIST, 1983; PERRIN et a., 1987). No entanto, jogadores de futebol têm apresentado a relação entre os músculos extensores e flexores de 65,0% (SASSAKI et al., 1999).

Nos torques de dorsi flexão e planti flexão do tornozelo os valores de 42,0 Nm para dorsi e 63,5 Nm para planti foram diferentes quando comparados aos torques isocinéticos relatados por Fugl-Meyer et al., (1980) numa velocidade de 30 graus.s^{-1}, onde foram reportados torques de 33,0 Nm para dorsi flexão e 126,0 Nm para planti flexão.

5.3.2 TAXA DE DESENVOLVIMENTO DE TORQUE

Além do pico de torque, este estudo avaliou as taxas de desenvolvimento de torque dos músculos extensores e flexores do quadril, joelho e tornozelo. As taxas de desenvolvimento de torque apresentadas pelo presente estudo de 588,0 Nm.s^{-1} e 430,9 Nm.s^{-1} para os extensores e flexores do joelho respectivamente, são menores do que aquelas apresentadas por Dorge et al., (2002), que reportou 2470, 3280 e 3890 Nm.s^{-1} para velocidades de 10, 20 e 30 graus.s^{-1} em um dinamômetro isocinético. A taxa de desenvolvimento de torque do quadril também foi menor do

que aquela encontrada por Dorge et al., (2002). Tais diferenças se devem ao fato das avaliações dinâmicas realizadas por Dorge et al., (2002). Em contrações isométricas, os torques são maiores do que em contrações concêntricas, porém altas velocidades de contração influenciam positivamente a taxa de desenvolvimento de torque.

Rezende (2009) verificou valores menores de taxa de desenvolvimento de torque em atletas de futebol comparados a este estudo na articulação do quadril tanto nos músculos extensores (957,5 $Nm.s^{-1}$) como músculos flexores (401,7 $Nm.s^{-1}$). O mesmo ocorreu na articulação do joelho tanto na extensão (288,9 $Nm.s^{-1}$) como na flexão (259,5 $Nm.s^{-1}$) e na articulação do tornozelo nos planti flexores (69,9 $Nm.s^{-1}$) e dorsi flexores (40,9 $Nm.s^{-1}$). Estes resultados reforçam os argumentos que atletas de futsal possuem maior potência quando comparados a atletas de futebol de campo (ALEXANDRE et al. 2009).

5.3.3 TAXA DE QUEDA DE DESEMPENHO DE TORQUE

A capacidade de manutenção do torque durante esforços isométricos máximos nas articulações do quadril, joelho e tornozelo também foram observados neste estudo. Os resultados apontaram que os torques articulares foram reduzidos ao longo da contração isométrica em todas as articulações avaliadas.

A manutenção do desempenho do joelho foi avaliada por Apriantono et al. (2006) em equipamento isocinético em três velocidades distintas(33,1, 200,0 e 332,2 $graus.s^{-1}$), a qual apresentou diminuição de 19,3, 22,7 e 28,5% após um protocolo para indução a fadiga dos extensores do joelho, que foram maiores do que as diminuições encontradas no presente estudo (entre 12 e 15,3%). Por outro lado, a redução da capacidade de gerar tensão dos músculos flexores do joelho encontrada por Apriantono et al. (2006) (27,8, 31,7 e 37,0%), foram menores do que as do presente estudo (39,5 e 49,9%). Tais achados sugerem que os jogadores de futsal possuem os músculos flexores do joelho pior condicionados do que os jogadores de futebol de campo, mas músculos extensores mais resistentes a esforços continuados. O desequilíbrio entre os músculos extensores e flexores pode representar um risco aumentado de lesões dos músculos que atuam ao redor da articulação do joelho.

Small et al. (2010) em estudo que investigou o efeito mutidirecional da fadiga específica do futebol nos músculos isquiotibiais verificou que a diminuição do pico de torque de 16,8% na força excêntrica deste grupamento muscular avaliado em equipamento isocinético ao longo de um protocolo de 105 minutos que simulou o jogo do futebol, concluiu que a diminuição da força deste grupamento muscular pode não ser suficiente para a permitir uma desaceleração articular adequada após "*sprints*", e pode aumentar o risco a lesões que ocorrem durante estágios finais de jogo.

A queda de desempenho dos músculos planti flexores foi avaliada por Hartman et.al. (2010) em sujeitos não treinados e treinados em esportes de resistência e observou que ambos os grupos apresentaram redução de desempenho de 10,7 e 9,1%, respectivamente em protocolos de contrações isotônicas com 40,0% da máxima contração voluntária isométrica até a exaustão. Os menores e conseqüentemente melhores resultados de queda de desempenho da função muscular nos planti flexores apresentados por Hartman et al. (2010) podem ter relação com o tipo de protocolo utilizado para avaliação da queda de desempenho, visto que o presente empregou contrações isométricas contínuas enquanto Hartman et al. (2010) utilizaram ações isotônicas intervaladas até exaustão. Logo, o intervalo entre as contrações pode ter permitido recuperação e proporcionado menores índices de fadiga.

5.4 RELAÇÃO DAS VARIÁVEIS CINEMÁTICAS COM AS VARIÁVEIS DA FUNÇÃO MUSCULAR

5.4.1 RELAÇÃO DO DESEMPENHO DE CHUTE COM O PICO DE TORQUE E TAXA DE DESENVOLVIMENTO DE TORQUE

O desempenho do chute depende de ações como a força máxima e potência dos músculos ativados durante o chute (DE PROFT et al., 1988; ISOKAWA e LEES, 1988; LEES e NOLAN, 1998; DÖRGE et al.,1999). Visto que o chute recebe influência das variáveis da função muscular este estudo realizou análise sobre a função muscular (pico de torque e taxa de desenvolvimento de torque) e o

desempenho em diferentes instantes de um protocolo de exercício intermitente que simula a prática do futsal.

Dörge et al. (2002) avaliaram a influência da taxa de desenvolvimento de força dos músculos flexores de quadril e extensores de joelho no desempenho do chute se utilizando o membro dominante e não dominante e concluíram que os maiores valores de desempenho dos membros dominantes ocorreram provenientes das diferenças nos mecanismos de colisão do pé com a bola e a velocidade da perna no instante de contato com a bola que foi originada na velocidade angular da coxa. Os resultados apresentados por Dörge et al. (2002) justifica o melhor desempenho dos membros dominantes como provenientes da coordenação intersegmentar. No entanto, se forem avaliados indivíduos de mesma característica coordenativa as variáveis de função muscular (pico de torque e taxa de desenvolvimento de torque), provavelmente, possam também apresentar relação com o desempenho do chute.

Os resultados do presente estudo diferem dos resultados verificados por Dörge et al. (2002). A influência das variáveis da função muscular (pico de torque e taxa de desenvolvimento de torque) no presente estudo demonstra correlação positiva com o desempenho do chute. No entanto, a correlação ocorreu de forma diferente ao longo do protocolo de exercício intermitente. Nos instantes iniciais os músculos da região do quadril indicavam que quanto maior o torque da flexão do quadril maior o desempenho do chute. Com o aumento da demanda energética durante o protocolo de exercício intermitente a correlação alterou no quarto chute para a potência do quadril e no sexto chute para o pico de toque e a velocidade angular do joelho no instante de contato. A alteração da correlação durante diferentes estágios do protocolo de exercício intermitente se deve a fadiga dos músculos envolvidos nos instantes iniciais do protocolo e a necessidade da alteração das unidades motoras para manutenção do desempenho dos chutes.

Com os resultados de correlação que indicam que existe relação entre as variáveis da função muscular dos músculos flexores do quadril e extensores do joelho mesmo que em chutes de momentos diferentes do protocolo de exercício intermitente a hipótese H_4 foi aceita.

5.4.2 RELAÇÃO DA DIFERENÇA DA QUEDA DE DESEMPENHO DE CHUTE COM A TAXA DE QUEDA DE DESEMPENHO DE TORQUE À 6 E 12 SEGUNDOS APÓS O PICO DE TORQUE

A correlação da diferença da queda de desempenho do chute apresentou correlação positiva com o torque dos músculos flexores do joelho. Indicando que quanto maior a fadiga dos músculos responsáveis pela flexão do joelho menor o desempenho do chute. A flexão do joelho inicia logo após a extensão do quadril atingir 29^0 e a posição se mantém até que a flexão da coxa esteja próximo a sua máxima velocidade (kELLIS & KATIS, 2007). A diminuição no desempenho dos torques dos músculos flexores do joelho diminui a flexão do joelho. A menor diminuição da flexão dos joelhos diminui o estiramento dos músculos extensores do joelho. Com a diminuição do estiramento dos músculos extensores do joelho menor energia elástica é armazenada para o momento de extensão dos joelhos e desta forma o desempenho do chute diminui.

A tabela 7 demonstra que quanto maior a demanda energética despendida durante o protocolo maior a dependência dos músculos extensores do joelho no desempenho do chute. Se os processos de fadiga estão instaurados e existe esta maior dependência dos músculos extensores do joelho a tendência é de que o desempenho do chute reduza ainda mais se os indivíduos avaliados apresentarem baixo nível de resistência dos músculos flexores do joelho. A justificativa para esta afirmativa se deve pelo fato da diminuição da energia elástica armazenada pelo menor estiramento dos extensores do joelho que é realizado pelos músculos flexores do joelho.

Os resultados indicaram correlação positiva entre a diferença na queda de desempenho do chute e a taxa de queda de desempenho dos músculos flexores do joelho. Portanto a hipótese H_5 é aceita.

6 CONCLUSÃO

Este estudo teve como objetivo analisar a influência de um protocolo que simule a prática do futsal sobre o desempenho do chute, além de correlacionar a capacidade de sustentar a produção de elevados níveis de torque em cada uma das articulações empregadas no chute do futsal durante uma ação voluntária máxima isométrica sustentada com a diminuição da performance do chute durante esforços intermitentes.

Os resultados indicam que ocorreu diminuição no desempenho do chute no futsal durante protocolo de exercício intermitente que simula a prática do futsal. A diminuição do desempenho ocorreu pela alteração das velocidades lineares no instante de contato com a bola do quadril, joelho e tornozelo e máxima velocidade linear do joelho e tornozelo. As velocidades angulares não apresentaram alteração, independente do instante em que o chute foi analisado durante o protocolo de exercícios intermitentes. A similaridade entre o protocolo de exercício intermitente aplicado no presente estudo e as condições de jogos e treinos do futsal indica que as ações analisadas retratam as condições de jogo e, portanto os resultados verificados por este estudo podem também representar a possíveis resultados verificados em situação de jogos e treinos.

Também se conclui que as variáveis da função muscular possuem influência sobre o desempenho do chute e que esta influência varia sob efeito de exercício intermitente. A variação da correlação ocorreu dos torques gerados na região do quadril para os torques gerados na região do joelho, indicando que ao passo que a

demanda energética aumenta ocorre um aumento da quantidade de unidades motoras na tentativa da manutenção do desempenho.

Estudos com maior amostragem e que viabilizem análises realizadas durante e após jogos e treinos no futsal são necessários para que se investigue se os resultados apontados por este estudo refletem as ações realizadas durante o jogo de futsal.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AAGAARD, P.; SIMONSEN, E.B.; TROLLE, M.; BANGSBO, J.; KLAUSEN, K. Specificity of training velocity and training load on gains in isokinetic knee joint strenght. **Acta Physiologica Scandinavica**,n. 156 (2), p.123-129, 1996.

ALEXANDRE, P. F.; LACERDA, R.C.; DEUS, L.A.; MELO, F.T.; ALVES, M.G.S. Análise Comparativa do Desempenho Muscular Isocinético entre Jogadores de Futebol e Futsal. **Educação Física em Revista** v.3 n.2, 2009.

ANDERSON D.I.; SIDAWAY B. Coordenation changes associated with practice of a soccer kick. **Research quartely for exercise and sport**, v. 65, n. 2, p. 93-99, 1994.

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**, n.24 p. 951-960, 2006.

BALCIUNAS, M.; STONKUS, S., ABRANTES, C., SAMPAIO, J. Long term effects of different training modalities on power, speed, skill and anaerobic capacity in young male basketball players. **Journal of Sports and Medicine**, n.1 p.163-170, 2006.

BATISTELA, C. R.; SHINZATO, G.T. **Exercício isocinético: sua utilização para reabilitação e avaliação músculo-esquelética**. Âmbito Medicina Desportiva, 1996.

BARBERO-ALVAREZ, J.C. et al. Match Analysis and Heart Rate of Futsal Players During Competition. **Journal Sports Sciences**, v.26, n.1, p. 63-73, 2008.

BARBIERI, F.A.; GOBBI, L.T.; SANTIAGO, P. R.; CUNHA, S.A. Performance comparisons of the kicking of stationary and rolling balls in a futsal context. **Sports Biomechanics** v.9(1), p.1-15, 2010.

BARFIELD, W.R. Effects of selected kinematics and kinetic variables on instep kicking with dominant and non-dominant limbs. **Journal of Human Movement studies.** v29, p.251-272, 1995.

BARFIELD, W.R.; KIRKENDALL, D. And Yu, B. Kinematic instep kicking differences between elite female and male soccer players. **Journal of Sports Science and Medicine**. v.3 p.72-79, 2002.

BARROS, T.; GHORAYEB, N. **O exercício: preparação fisiológica, avaliação médica**. São Paulo: Atheneu, 1999.

BENTO, P.C.B.; PEREIRA, G.; UGRINOWITSCH, C.; RODACKI, A.L.F. Peak torque and rate of torque development in elderly with and without fall history. **Journal Clinical Biomechanics.** 2010.

BERNSTEIN, N. **The coordination and regulation of movements**. New York: Pergamon, 1967.

BONNARD, N. et al. Different strategies to compensate for the effects of fatigue revealed by neuromuscular adaptation processes in humans. **Neuroscience Letters**, v.166 p.101-105, 1994.

BORGES, O. Isometric and isokinetic knee extension and flexion torque in men and women aged 20-70. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**. 21: 45-53, 1989.

BUNN, J.W. **Scientific principles of coaching**. Pratice-Hall, Inc., Englewood Cliffs, NJ, 1972.

CAHALAN, T.D., JOHNSON, M.E., LIU, S., CHAO, E.Y.S. Quantitative measurements of hip strength in different age groups. **Clinical Orthopaedics and Related Research.** 246: 136-145, 1989.

CAMASSOLA, A.P.; LAZZARI, A.; GENEROSI, R.A. Estudo comparativo do perfil de consumo de oxigênio e limiar anaeróbio em atletas profissionais de futebol de campo e futsal. **Revista Brasileira Medicina Esporte**, v.13 p.3, 2007.

CASTAGNA, C.; D'OTTAVIO, S.; ALVAREZ, J.C.B. Physiological Effects of Playing Futsal in Professional Futsal Players. **Journal Sports Science Medicine**, v.6 p.117, 2007.

CASTAGNA, C.; IMPELLIZZERI, F.M.; MANZI, V.; DITROILO, M. The assessment of maximal aerobic power with the multistage fitness test in young women soccer players. **Journal of Strength and Conditioning Research**. v.24 p.1488-1494, 2010.

CHAOUACHI A.; COUTTS A.J.; CHAMARI K.; WONG DEL P.; CHAOUACHI M.; CHTARA M.; ROKY R.; AMRI M. Effect of Ramadan intermittent fasting on aerobic and anaerobic performance and perception of fatigue in male elite judo athletes. **Journal of Strenght and Conditioning Research**, v.23(9), p.2702-2709, 2009.

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, p.703-714, 2000.

DE PROFT, E; CABRI, J; DUFOUR, W; CLARYS, J P. Strength training and kick performance in soccer players. **Science and Football**, p.108-113, 1988.

DIEFENTHALER, F.; VAZ, M.A. Aspectos relacionados à fadiga durante o Ciclismo: Uma Abordagem Biomecânica. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**. v.14 n.5, p.472-477, 2008.

DORGE H.C.; ANDERSON T.B.; SORENSEN H.; SIMONSEN E.B. Biomechanical differences in soccer kicking with the preferred and the non-preferred leg. **Journal of Sports Sciences**, n 20, p. 293-299, 2002.

DÖRGE, H. C. et al. EMG Activity of iliopsoas muscle and leg kinetics during the soccer place pick. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports** 9: 155-200, 1999.

DUNCAN, M.J.; WOODFIELD, L.; AL-NAKEEB, Y. Anthropometric and physiological characteristics of junior elite volleyball players. **British Journal of Sports Medicine**. v.40 p.649-651, 2006.

ENOKA, R.M.; ROBINSON, G.A.; KOSSEV, A.R. Task and fatigue effects on low-threshold motor-units in human hand muscle. **Journal Neurophysiol**, v.62, p.1344-1359, 1989.

EKSTRAND, J.; GILLQUIST, J. The avoidability of soccer injuries. **International Journal of Sports Medicine.** n. 4 p.124-128, 1983.

FORESTIER, N.; NOUGIER, V. The effects of muscular fatigue on the coordenation of a multi-joint moviment in human**. Neuroscience Letters**, v.252, p.187-190, 1998.

FOX; BOWERS; FOSS. **Bases fisiológicas da educação física e dos desportos**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1995.

FREEDSON, P. S.; GILLIAN, T. B.; MAHONEY, T.; MALISZWESKI, A. F.; KASTANGO, K. Industrial torque levels by age group and gender. **Isokinetics and Exercise Science** 3: 34-42, 1993.

FUGL-MEYER, A. R.; GUSTAVSSON, L.; BURSTEDT, Y. Isokinetic and static plantarflexion characteristics. **European Journal of Applied Physiology.** 45: 221-234, 1980.

GARCIA, G.A. Caracterización de los esfuerzos en el fútbol sala basado en el estúdio cinemático y fisiológico de la competición. **Revista Lecturas: Educación Física y Deportes,** Buenos Aires, n.77, 2004.

GOMES, S.A. **Tipologia dos Esquemas de Gênero e os Níveis de Aptidão Física dos Atletas de Futsal.** Dissertação (mestrado em educação física). Universidade Católica de Brasília, Brasília: 2007.

HAALAND, E.; HOFF, J. Non-dominant leg training improves the bilateral motor performance of soccer player. **Scandinavian Journal of Medicine e Science in Sports**, n.13, p.179-184, 2003.

HARTMAN, M.J.; RYAN, E.D.; CRAEMER, J.T.; BEMBEN, M.G. The effects of fatigue the plantar flexors on peak torque and voluntary activation in untrained and resistance-trained men. **Journal of Strenght and Conditioning Research** v.36, p. 145-153, 2010.

HUANG, T.; ROBERTS, E. and YOUM, Y. Biomechanics of kicking. In: **Human Body dynamics: impact occupational, and athletic aspects.** Ed: Ghista, D. Oxford: Clarendon Press. P. 407-443, 1982.

HUNTER, S.K.; LEPERS, R.; MACGILLIS, C.J.; ENOKA, R.M. Activation among the elbow flexor muscles differs when maintaining arm position during a fatiguing contraction. **Journal of Applied Physiology**, n.94, p.2439-2447, 2003.

ISOKAWA, M. and LEES, A. A biomechanical analysis of the instep kick motion in soccer. In: **Science and Football**. Eds: Reilly, T.; Lees, A.; Davids, K. and Murphy, W.J. London: E & FN spon. P.449-455, 1988.

KELLIS, E.; KATIS, A. and GISSIS, I. Knee biomechanics of the support leg in soccer kicks from three angles of approach. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. V.36, p. 1017-1028, 2004.

KELLIS, E.; KATIS, A.; VRABAS, S. Effects of a intermittent exercise fatigue protocol on biomechanics of soccer kick performance. **Scandinavian Journal of Medicine e Science in Sports**, n.16, p.334-344, 2006.

KELLIS, E. e KATIS, A. Biomechanical characteristics and determinants of instep soccer kick. **Journal of Sports Science and Medicine**, v.6, p.154-165, 2007.

KREIGHBAUM, E.; BARTHELS, K, **M. Biomechanics:** A qualitative approach for studying Human Movement, 2.nd edition McMillian, 1985.

LAMBERT, C.P.; FLYNN, M.G. Fatigue during high-intensity intermittent – exercise: aplication to bodybuilding. **Sports Medicine**, v. 32, n.8, p.511-522, 2002.

LESS, A.; DAVIES, T. The effects of fatigue on soccer kick kinematics. **Journal of Sports Sciences**, v.6, p.156-157, 1988.

LESS, A. NOLAN, L. The biomechanics of soccer: a review. **Journal Sports Science**. N.16 p. 211-234, 1998.

LESS, A.; NOLAN, L. Three-dimensional kinematics analysis of the instep kick under aped and accuracy condition. In: SPINKS, W.; REILLY, T.; MURPHY, A.; **Science and Football** IV. London: Routledge, 2002.

LEHMKUHL, L.; SMITH, L. **Cinesiologia Clinica de Brunnstrom**, São Paulo, Manole, 1997.

LERICOLLAIS R.; GAUTHIER A.; BESSOT N.; SESBOUE B.; DAVENNE D.; Time-of-day effects on fatigue during a sustained anaerobic test in well-trained cyclists. **Chronobiology International**, v.26(8), p.1622-1635, 2009.

LEVANON, J. and DAPENA, J. Comparasion of the kinematics of the full-instep and pass kicks in soccer. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. n.30, p.917-927, 1998.

LOSCHER, W.N.; CRESSWELL, A.G.; THORSTESSON, A. Excecitatory drive to the alpha-motoneuron pool during a fatiguing submaximal contraction in man**. Journal of Physiology,** v.491, p.271-280, 1996.

MAUGHAN, R.; GLEESON , M.; GREENHAFF, P. **Bioquímica do exercício e do treinamento**. São Paulo: Manole, 2000.

MC LEAN, B. D.,TUMILTY, D. McA.,Left-right assymmetry in two types of soccer kick. **British Journal of Sports Medicine**, 27(4): 260-262, 1993.

MANOLOPOULOS, E.; PAPADOPOULOS, C.; KELLIS, E. Effects of combined strength and kick coordenation training on soccer kick biomechanics in amateur players. **Scandinavian Journal of Medicine e Science in Sports**, n.16 , p. 102-110, 2006.

MARIA, T.S.; ALMEIDA, A.G.; ARRUDA, M. **Futsal Treinamento de Alto Rendimento**. São Paulo: Phorte, 2009.

MC ARDLE, W. D.; KATCH, F.I.; KATCH, V.L. **Fisiologia do exercício, energia, nutrição e desempenho atlético**. Rio de Janeiro: Intermericana, 1983.

MC LEAN, B.D.; TUMILTY, D. McA. Left-right assymetry in two types of soccer kick. **British Journal of Sports Medicine**. v.27(4), p.260-262, 1993.

MOGNONI, P.; NARICI, M.V.; SIRTORI, M.D.; LORENZELLI, F. Isokinetic torques and kicking maximal ball velocity in young soccer players. **Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**. 34, p. 357-361, 1994.

NARICI, M.; SIRTORI, M. and MOGNONI, P. Maxima ball velocity and peak torques of hip flexor and knee extensor muscles. In: **Science and Football**. Eds: Reilly, T.; Lees, A.; Davids, K. and Murphy, W.J. London: E & FN spon. P.429-433, 1988.

NEWELL, K. M. **Coordination, control and skill**, In: Goodman, D.; Wilberg, R.B.; Franks, I. M. Differing perspectives in motor learning, memory and control, p. 295-317, Amsterdam: North-Holland, 1985.

NUNOME, H.; IKEGAMI, Y.; KOZAKAI, R.; APRIANTONO, T. SANO, S. Segmental dynamics of soccer instep kicking with the preferred and non-preferred leg. **Journal of Sports Science**, v.24, p. 529-541, 2006.

NUNOME, H.; LAKE, M.; GEORGAKIS, A.; STETGIOULAS, L.K. Impact phase kinematics of instep kicking in soccer. **Journal of Sports Sciences.** v.24 p.11-22, 2006.

OPAVSKY, P. An Investigation of linear and angular Kinematics of the leg during two types of soccer kick. In: **Science and Football**. Eds: Reilly, T.; Lees, A.; Davids, K. and Murphy, W.J. London: E & FN spon. P.456-459, 1988.

ORENDURFF, M.S.; WALKER, J.D.; JOVANOVIC, M.; TULCHIN, K.L.; LEVY, M.; HOFFMANN, D.K. Intensity and duration of intermittent exercise and recovery during soccer match. **Journal Strenght Conditioning Research**. 2010.

PAPOTI, M.; ZAGATTO, A.M.; JÚNIOR, P.B.F.; CUNHA, S.A.; MARTINS, L.E.B.; GOBATTO, C.A. Utilização do intercepto-y na avaliação da aptidão anaeróbia e predição da performance de nadadores treinados. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v.11, n.2, 2005.

PEREZ-GOMEZ, J.; OLMEDILLAS, H.; DELGADO-GUERRA, S.; ARA, I.; VICENTE-RODRIGUEZ, C.; ORTIZ, R.A.; CHAVARREN, J.; CALBET, J.A. Effects of weight training combined with plyometric exercises on physical fitness, body composition, and knee extension velocity during kicking in football. **Applied Physiology, Nutrition and Metabolism**, v.33(3), p.501-510, 2008.

PERRIN, D.H.; ROBERTSON, R.J.; RAY, R.L. Bilateral isokinetic peak torque, torque acceleration energy, power and work relationships in athletes and nonathletes. **The Journal Orthopaedic and Sports Physical Therapy**. v.9 p.184-189, 1987.

PLAGENHOEF, S. **Patterns of human motion**. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall, 1971.

POWERS, S.K.; HOWLEY, E.T., **Fisiologia do Exercício**. São Paulo: Manole, 2000.

PUTNAM, C. A. A segment interaction analysis of proximal-to-distal sequential segment motion patterns. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, 23: (suppl. 1) 125-135, 1991.

RANKOVIC, G.; MUTAVDZIC, V.; TOSKIC, D.; PRELJEVIC, A.; KOCIC, M.; NEDIN RANKOVIC, G.; DAMJANOVIC, N. Aerobic capacity as an indicator in different kinds od sports. **Bosnian Journal of Basic Medical Science**, v.10(1), p.44-48, 2010.

REZENDE, G.F**. Coordenação do Chute no Futebol sob Fadiga e sua Relação com o Torque.** Dissertação (mestrado em educação física). Universidade Federal do Paraná, Curitiba: 2009.

ROBERTS, E.; ZERNICKE, R.; YOUM, Y. and HUANG, T. Kinetic parameters of Kicking. In: **Biomechanics IV**. Eds: Nelson, R. and Morehouse, C. Baltimore: University Park Press. p. 157-162, 1974.

RODACKI, A.L.; FOWLER, N.E. Intermuscular coordination during pendulum rebound exercises. **Journal of Sports Sciences**, n.19, p.411-425, 2001.

RODACKI, A.L.; FOWLER, N.E.; BENNETT, S.J. Multi-segment co-cordination: fatigue effects. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, p.33(7), p.1157-1167, 2001.

RODACKI, A.L.; FOWLER, N.E.; BENNETT, S. J. Vertical Jump cordenation: fatigue effects. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.34(1), p.105-116, 2002.

RODANO, R. and TAVANA R. Three dimensional analysis of the instep kick in professional soccer players. In: Science and Football II. Eds: Reilly, T. Clarys, J. and Stibbe, A. London. p.357-363, 1993.

SALTZBERG, J.R.; HONDZINSKI, J.M.; FLANDERS, M. Humans adapt the initial in learning a whole-body kicking movement. **Neuroscience Letters,** v.306, p. 73-76, 2001.

SASSAKI, R.; VALQUER, W.; NEVES, L.C.; MASHEREDJIAN, F.; ROSAN, L.; AQUINO, J,S.; BARROS, T.L. Dados de referência em avaliação isocinética da articulação de joelho em atletas de futebol. In: **Anais do XXII Simpósio Internacional de Ciências do Esporte:** São Paulo, 1999.

SILVEIRA, C.F. et al. Variação do consumo de oxigênio em atletas de futsal profissional de acordo com a posição. **17 Congresso Brasileiro de Medicina do Esporte**, São Paulo, 2005.

SMALL, K.; McNAUGHTON, L.; GREIG, M.; LOVELL, R. The effects of multidirectional soccer-specific fatigue on markers of hamstring injury risk. **Journal of Science and Medicine in Sport**. v.13 p.120-125, 2010.

SMEKAL, G.; VON DUVILLARD, S. P.; RIHACEK, C.; POKAN, R.; HOFMANN, P.; BARON, R.; TSCHAN, H.; BACHL, N. A physiological profile of tennis match play. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.33(6), p. 999-1005, 2001.

SOTIROPOULOS, A.; TRAVLOS, A.K.; GISSIS, I.; SOUGLIS, A.G. GREZIOS, A. The effect of a 4-week training regimen on body fat and aerobic capacity of professional soccer players during the transition period. **Journal of Strength and Conditioning Research.** v.23, p.1697-1703, 2009.

VERKHOSHANKI, Y.V. **Treinamento Desportivo: teoria e metodologia**. Porto Alegre: Artmed, 2001.

VILLIGER, B. **Resistência**, São Paulo: Santos, 1995.

VESTERINEN V.; MIKKOLA J.; NUMMELA A.; HYNYNEN E.; HAKKINEN K. Fatigue in a simulated cross country skiing sprint competition. **Journal of Sports Sciences**, v.27(10), p.1069-1077, 2009.

YOUNG, R.P.; MARTENIUK, R.G. Changes in inter-joint relationships of muscle moments and powers accompanying the acquisition of a multi-articular kicking task. **Journal of Biomechanics** v.28, n.6, p.701-713, 1995.

WICKSTROM, R.L. **Fundamental motor patterns**. 3 ed. Philadelphia: Lea e Febiger, 1983.

WILMORE, J.H. & COSTILL, D.L. **Fisiologia do Esporte e do Exercício**. 2 ed, Barueri, Manole, 2001.

APÊNDICE

APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

UNIVERSIDADE PARANAENSE - UNIPAR

Reconhecida pela Portaria - MEC Nº 1580, DE 09/11/93 - D.O.U. 10/11/93

Mantenedora: Associação Paranaense de Ensino e Cultura - APEC

DIRETORIA EXECUTIVA DE GESTÃO DA PESQUISA E DA PÓS GRADUAÇÃO

COORDENADORIA DE PESQUISA E INICIAÇÃO CIENTÍFICA - COPIC

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS (CEPEH)

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE ESCLARECIDO (TCLE)

Nome da Pesquisa...:

EFEITO AGUDO DE EXERCÍCIO PROLONGADO NA COORDENAÇÃO DO CHUTE NO FUTSAL E SUA RELAÇÃO COM O TORQUE

Pesquisador(es)...:

Cristovão Fiamenghi da Silveira

Orientador.....:

Para a realização desta pesquisa, eu (participante da pesquisa e/ou responsável por um participante) serei submetido a realização dos seguintes procedimentos:

Serei submtido a uma sequencia de avaliação de força máxima em seis posições diferentes mantida por 18 segundos sem que haja movimento, estando eu fixados a um cabo e um protocolo de 12 corridas de máxima velocidade de 10m, intercalado a cada 2 corridas por um chute máximo, sendo que serei filmado para posterior análise de coordenação dos movimentos das pernas, não sendo identificado de forma alguma.

Riscos.....: Os riscos da pesquisa estão relaciodos a possíveis lesões musculares, provenientes da alta intensidade de ambos os protocolos, porém esta possibilidade é reduzida, considerando que os participantes são atletas e fazem treinos constantes que minimizam a ocorrencia de tais lesões.

Após ler e receber as explicações sobre a pesquisa, e ter meus direitos de:

1 - Receber resposta a qualquer pergunta e esclarecimento sobre os procedimentos, riscos, benefícios e outros relacionados à pesquisa;

2 - Retirar o consentimento a qualquer momento e deixar de permitir minha participação ou de qualquer indivíduo sob minha responsabilidade de estudo;

3 - Não ser identificado e ser mantido o caráter confidencial das informações relacionadas à privacidade.

Declaro por meio deste, estar ciente do exposto e concordar com minha participação na pesquisa, assim como qualquer indivíduo sob minha responsabilidade.

Nome do voluntário / Responsável: _____

RG: _____ CPF: _____

Assinatura: _____ _____, ____/____/____

Eu CRISTOVAO FIAMENGHI DA SILVEIRA, declaro por meio deste que forneci todas as informações referentes ao estudo ao participante e/ou responsável.

RG: 2052520604

CPF: 778.799.290-53

Assinatura do pesquisador: _____ _____, ____/____/____