

**GUSTAVO FILOCO DE REZENDE**

**COORDENAÇÃO DO CHUTE NO FUTEBOL SOB  
FADIGA E SUA RELAÇÃO COM O TORQUE**

Dissertação apresentada ao Curso de Pós-Graduação em Educação Física, Área de concentração em Comportamento Motor, Departamento de Educação Física, Setor de Ciências Biológicas da Universidade Federal do Paraná, como parte das exigências para a obtenção do título de Mestre em Educação Física.

**GUSTAVO FILOCO DE REZENDE**

**COORDENAÇÃO DO CHUTE NO FUTEBOL SOB  
FADIGA E SUA RELAÇÃO COM O TORQUE**

Dissertação apresentada ao Curso de Pós-Graduação em Educação Física, Área de concentração em Comportamento Motor, Departamento de Educação Física, Setor de Ciências Biológicas da Universidade Federal do Paraná, como parte das exigências para a obtenção do título de Mestre em Educação Física.

**Orientador: Prof. Dr. André L. F. Rodacki**



## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço a Deus pela proteção e luz em todas as provas desta vida. Pelo direcionamento correto favorecendo a concretização de muitos sonhos.

Agradeço aos meus pais Roberto e Cleide que sempre me estimularam a lutar pelo o que eu queria e me proporcionaram educação exemplar.

Agradeço minha esposa Elisângela por sempre me incentivar, pela paciência e pela companhia nos momentos mais difíceis.

Agradeço minha filha Luísa por ser minha grande amiga e pela compreensão nos momentos de ausência.

Agradeço aos meus irmãos Rodrigo e Roberta e cunhados Aline e Vorlei que sempre torceram por mim e foram companhias abençoadas.

Agradeço a Reni por toda sua atenção e gentileza do dia a dia.

Agradeço ao Coritiba Foot Ball Club por acreditar em meu trabalho nestes anos e favorecer meu crescimento acadêmico e profissional e ao Prof. Mario Mazzuco, Prof. Vanderlei Carvalho, Prof. Cevanei, Prof. Erivelton Pacheco e atletas, por possibilitar a realização da pesquisa no planejamento anual.

Agradeço aos fisioterapeutas Hélio Portugal, Raul Furlani, Luiz Knaut e aos médicos do clube, que como equipe me apoiaram nesta pesquisa.

Agradeço aos colegas de laboratório, Eduardo Gallina, Paulo Bento, Carla Tagliari, André Albuquerque, André Fornazieiro, Luiz Pessoa, Luciana Medeiros, Suelen Góes e acadêmicos da Educação Física da UFPR.

Agradeço ao Dr. André Rodacki pelos inúmeros ensinamentos, pela motivação e orientação prestada.

"Confie no Senhor de todo o seu coração e não se apóie em seus próprio entendimento; reconheça o Senhor em todos os seus caminhos, e Ele endireitará suas veredas."

Provérbios 3:5-6

## RESUMO

O estudo objetivou analisar o desempenho e a coordenação do chute no futebol sob condições de fadiga e correlacionar alterações nas variáveis cinemáticas com os níveis de pico de torque e taxa de desenvolvimento de torque. Dez atletas de futebol (idade de 18 anos, peso de 76,5 Kg  $\pm$ 9,7, estatura de 180,2 m  $\pm$ 9,3 e experiência de 10,2 anos  $\pm$ 2,5) realizaram avaliação do pico de torque e taxa de desenvolvimento de torque para músculos do quadril, joelho e tornozelo e em outro dia realizaram avaliação cinemática do chute antes e após fadiga. Os chutes foram orientados a serem realizados com a máxima potência sem objetivar precisão e o desempenho foi medido através da máxima velocidade linear da bola. A máxima fadiga foi induzida através de um protocolo que compreendeu a execução de *sprints* de 40 metros no qual a distância do percurso foi mantida constante e o tempo de deslocamento foi progressivamente reduzido através de sinal sonoro. Os resultados apontaram uma queda significativa ( $p < 0,05$ ) de 5% no desempenho do chute, a qual foi acompanhada por mudanças nas variáveis de controle como deslocamento angular do quadril (houve maior extensão sob fadiga –  $p < 0,05$ ), deslocamento angular do joelho (houve uma menor flexão sob fadiga –  $p < 0,05$ ), máxima velocidade angular do joelho (diminuiu sob fadiga –  $p < 0,05$ ) e máxima velocidade linear do pé e velocidade linear do pé no instante do contato com a bola (ambos diminuíram sob fadiga –  $p < 0,05$ ). Nas variáveis temporais não houve diferenças entre as condições ( $p > 0,05$ ), sugerindo uma estabilidade nos padrões de movimento independentemente das possíveis mudanças musculares sob fadiga. As diferenças apresentadas nas variáveis de controle apresentaram relação com os níveis de torque e taxa de desenvolvimento de torque dos músculos responsáveis pela extensão do quadril e flexores do joelho, atuando nas estratégias compensatórias de deslocamento angular e através de co-contração dos músculos antagonistas, gerados pelo sistema central. erro.

Palavras-chave: coordenação, chute, fadiga, taxa de desenvolvimento de torque.

## ABSTRACT

The study aimed to analyze the performance and coordination of kicking in soccer under conditions of fatigue and correlate changes in kinematic variables with the levels of peak torque and rate of torque development. Ten soccer players (aged 18, weight  $76.5 \text{ kg} \pm 9.7$ , height of  $180.2 \text{ m} \pm 9.3$  and experience of  $10.2 \text{ years} \pm 2.5$ ) underwent evaluation of peak torque and rate of torque development for hip, knee and ankle muscles and in another day of kicking kinematics evaluation performed before and after fatigue. The kicks were directed to be performed as powerful as they could without precision targeting and performance was measured by the maximum linear speed of the ball. Maxima fatigue was induced using a protocol that included the implementation of sprints of 40 meters in which the distance of the route was kept constant and the time of displacement was progressively reduced through sound. The results showed a significant decrease ( $p < 0.05$ ) in the performance of the kicking with a reduction in linear speed of the ball of 5%, which was accompanied by changes in the control variables as angular displacement of the hip (there was greater extent under fatigue -  $p < 0.05$ ), displacement angle of the knee (there is less bending under fatigue -  $p < 0.05$ ), maximum angular velocity of the knee (fell under fatigue -  $p < 0.05$ ) and maximum linear speed of foot and linear speed of the foot at the moment of contact with the ball (both decreased under fatigue -  $p < 0.05$ ). In temporal variables there were no differences between conditions ( $p > 0.05$ ), suggesting an establiity on movement patterns under fatigue. The differences showed in control variables had relation with levels of torque and rate of torque development on the muscles responsible by hip extension and knee flexion, acting on compensatory strategies of angular displacement and through of co-contraction of antagonist muscle, produced by common drive.

Keywords: coordination, Kicking, Fatigue, Rate Force Development.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1 - Modelo do chute.....	20
FIGURA 2 – Delineamento experimental.....	28
FIGURA 3 – Gráfico taxa desenvolvimento de torque.....	30
FIGURA 4 - Modelo biomecânico.....	32
FIGURA 5 – Modelo esquemático protocolo fadiga.....	33
FIGURA 6 – Pico de torque e taxa de desenvolvimento de torque.....	37
FIGURA 7 – Número de <i>sprints</i> , distância percorrida e frequência cardíaca.....	38
FIGURA 8 – Velocidade linear da bola .....	40
FIGURA 9 - Deslocamento e velocidades do quadril.....	41
FIGURA 10 - Deslocamento e velocidades do joelho.....	43
FIGURA 11 – Deslocamento e velocidades do tornozelo e pé.....	44
FIGURA 12 – Deslocamento angular quadril e joelho .....	45



## LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – Características da amostra.....	27
TABELA 2 – Variáveis cinemáticas espaciais.....	35
TABELA 3 – Variáveis cinemáticas temporais.....	35
TABELA 4 – Variáveis da função muscular.....	36
TABELA 5 – Dados das variáveis cinemáticas espaciais.....	39
TABELA 6 – Dados das variáveis cinemáticas temporais.....	40
TABELA 7 – Correlação do torque e diferenças cinemáticas.....	46

## LISTA DE ABREVIATURAS

### VARIÁVEIS CINEMÁTICAS ABSOLUTAS

<b>MVLB:</b>	Máxima Velocidade Linear da Bola
<b>DAQc:</b>	Deslocamento Angular do Quadril no Contato
<b>MVAQ:</b>	Máxima Velocidade Angular do Quadril
<b>VAQc:</b>	Velocidade Angular do Quadril no Contato
<b>MVAJ:</b>	Máxima Velocidade Angular do Joelho
<b>VAJc:</b>	Velocidade Angular do Joelho no Contato
<b>MVAT:</b>	Máxima Velocidade Angular do Tornozelo
<b>VATc:</b>	Velocidade Angular do Tornozelo no Contato
<b>MVLQ:</b>	Máxima Velocidade Linear do Quadril
<b>VLQc:</b>	Velocidade Linear do Quadril no Contato
<b>MVLJ:</b>	Máxima Velocidade Linear do Joelho
<b>VLJc:</b>	Velocidade Linear do Joelho no contato
<b>MVLP:</b>	Máxima Velocidade Linear do Pé
<b>VLPC:</b>	Velocidade Linear do Pé no Contato
<b>DAQmax:</b>	Deslocamento Angular Máximo do Quadril
<b>DAQmin:</b>	Deslocamento Angular Mínimo do Quadril
<b>ADMQ:</b>	Variação da Amplitude de Movimento do Quadril
<b>DAJc:</b>	Deslocamento Angular do Joelho no Contato
<b>DAJmax:</b>	Deslocamento Angular Máximo do Joelho
<b>DAJmin:</b>	Deslocamento Angular Mínimo do Joelho
<b>ADMJ:</b>	Variação da Amplitude de Movimento do Joelho
<b>DATc:</b>	Deslocamento Angular do Tornozelo no Contato
<b>DATmax:</b>	Deslocamento Angular Máximo do Tornozelo
<b>DATmin:</b>	Deslocamento Angular Mínimo do Tornozelo
<b>ADMT:</b>	Variação da Amplitude de Movimento do Tornozelo

### VARIÁVEIS CINEMÁTICAS RELATIVAS

<b>ICB:</b>	Instante do Contato com a Bola
<b>IMVAQ:</b>	Instante da Máxima Velocidade Angular do Quadril
<b>IMVAJ:</b>	Instante da Máxima Velocidade Angular do Joelho
<b>IMVAT:</b>	Instante da Máxima Velocidade Angular do Tornozelo
<b>IMVLP:</b>	Instante da Máxima Velocidade Linear do Pé
<b>IMVLJ:</b>	Instante da Máxima Velocidade Linear do Joelho
<b>IMVLQ:</b>	Instante da Máxima Velocidade Linear do Quadril

## SUMÁRIO

<b>1.INTRODUÇÃO.....</b>	<b>12</b>
1.1 OBJETIVOS.....	15
1.1.1 Objetivo Geral.....	15
1.1.2 Objetivos Específicos.....	15
1.2 HIPOTETES.....	15
<b>2.REVISAO DE LITERATURA.....</b>	<b>17</b>
2.1 FORÇA MUSCULAR.....	17
2.2 COORDENAÇÃO E CONTROLE.....	18
2.2.1 Coordenação próximo-distal.....	19
2.2.2 Coordenação do chute.....	20
2.3 FADIGA.....	23
2.3.1 Coordenação e fadiga.....	24
2.3.2 Fadiga e chute.....	25
<b>3.METODOLOGIA.....</b>	<b>27</b>
3.1 PARTICIPANTES.....	27
3.2 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL.....	27
3.2.1 Avaliação do torque.....	29
3.2.2 Avaliação cinemática.....	30
3.2.3 Modelo biomecânico.....	31
3.2.4 Protocolo de fadiga.....	32
3.3 DELIMITAÇÃO.....	33
3.4 LIMITAÇÃO.....	33
3.5 ANÁLISE DOS DADOS.....	34
3.5.1 Variáveis do estudo.....	34
3.5.2 Análise estatística.....	36
<b>4. RESULTADOS.....</b>	<b>37</b>
4.1 TESTE DA FUNÇÃO MUSCULAR.....	37
4.2 PROTOCOLO DE FADIGA.....	38
4.3 VARIÁVEIS COORDENATIVAS E DESEMPENHO.....	38
4.3.1 Desempenho.....	40
4.4 RELAÇÃO FUNÇÃO MUSCULAR E ALTERAÇÕES CINEMÁTICAS.....	46
<b>5.DISSCUSSÃO.....</b>	<b>47</b>
<b>6. CONCLUSÃO.....</b>	<b>55</b>
REFERENCIAS.....	56
ANEXO .....	63
APÊNDICE.....	65

## 1. INTRODUÇÃO

Na busca pelo entendimento de movimentos complexos e coordenados dos seres humanos, é necessário entender quais são os padrões utilizados nestes movimentos e como eles são regulados em determinadas situações, através de estratégias intrínsecas que possibilitam adaptação e controle na execução das habilidades motoras.

A organização das características temporais e espaciais dos movimentos dos segmentos é um requisito essencial não somente para movimentos simples coordenados, mas também para atingir excelência no desempenho esportivo (RODACKI et al., 2001). Este controle pode ser definido como a habilidade adquirida de um indivíduo variar os parâmetros que definem os padrões motores, tais como força, velocidade e duração do movimento, para se ajustar às restrições específicas da performance (NEWEL, 1985).

A interação entre o sistema nervoso central, o sistema nervoso periférico e o sistema músculo esquelético define a base de funcionamento e comando de movimento, que tem por pressuposto um modelo constituído, fundamentalmente, segundo o princípio causa e efeito (VAUGHAN et al., 1992)

Uma vez que a contração muscular é o principal componente interno de força para criar, manter, mudar ou retardar movimentos para permitir que os segmentos do corpo interajam com o meio ambiente, a coordenação dos movimentos pode também ser investigada através da análise dos efeitos cinemáticos das ações musculares, que por sua vez são originados das propriedades contráteis dos músculos. Conseqüentemente, a coordenação dos movimentos pode ser analisada através do tempo e da seqüência nos quais os movimentos dos segmentos são funcionalmente organizados para se atingir um objetivo (CLARK et al., 1989; RODACKI et al., 2001).

Ações coordenadas do corpo humano são executadas através da aplicação controlada de forças musculares que produzem padrões distintos de ação dos segmentos (PUTNAM, 1991). Contudo, a determinação das forças internas dos músculos e das articulações seguramente constitui-se a base fundamental para melhor compreensão de critérios para o controle do movimento (CHAO, 1980).

Medidas como a força voluntária máxima e principalmente a taxa de desenvolvimento de força (TFD), têm importante papel para determinar a força que pode ser gerada na fase inicial da contração muscular (0 a 200 ms) e pode ser associada aos movimentos explosivos, na relação de força / tempo ou momento / tempo (AAGAARD et al., 2002). Esta taxa de desenvolvimento de força é importante para ter acesso as qualidades de força explosiva do sistema neuromuscular (SCHMIDTBLEICHER et al., 1981 ; HAKKINEN et al., 1983 apud GRUBER M. et. al., 2004). Enquanto força voluntária máxima depende grandemente da área de secção transversa do músculo, a taxa de desenvolvimento de força relata a taxa de unidades motoras recrutadas (NELSON, 1996; VAN CUTSEM et al. 1998), alterações na características de recrutamento (KUKULKA e CLAMANN 1981) ou a combinação de ambos (DUCHATEAU e HAINAUT, 2003).

No entanto, se o desempenho em determinada habilidade é dependente de variáveis coordenativas e das variáveis das propriedades contráteis do músculo, ambos aspetos devem ser analisados e vistos sob efeito da fadiga, onde há implicações musculares que podem ou não afetar variáveis coordenativas que por sua vez, afetam o controle e a coordenação de determinada habilidade.

Com relação à habilidade motora no futebol, um dos fundamentos mais importantes e o mais estudado é o chute (LEES e NOLAN 1998 e BARFIELD et al., 2002), provavelmente por ser a habilidade mais praticada durante uma partida e responsável direto pelo objetivo do jogo, o gol. O chute é classificado em uma categoria geral de habilidades que requerem que um indivíduo alcance a máxima velocidade angular da extremidade de um segmento distal para impulsionar com velocidade um implemento (ANDERSON e SIDAWAY, 1994). Desta forma, é esperado que exista uma relação entre força muscular e performance, porque os músculos são diretamente responsáveis pelo aumento da velocidade dos segmentos corporais que influenciam a velocidade do pé. Correlações entre a velocidade do pé e da bola são geralmente altas, porque a velocidade do pé é um significativo fator na mecânica do impacto do pé com a bola (LEES e NOLAN, 1998). A mensuração do desempenho ou do sucesso do chute pode ser verificada através de variáveis como a velocidade da bola pós impacto, velocidade do pé, distância do voo da bola ou através de escores quando é analisada a precisão do chute. Este desempenho depende de vários fatores incluindo a distância do gol, o tipo de chute usado, a

resistência do ar e a técnica do chute a qual é mais bem descrita usando análise biomecânica (KELLIS e KATIS, 2007).

Tant et al. (1991), atribuíram a maior velocidade da bola produzida por jogadores homens comparado à mulheres, por eles terem apresentado maior torque em dinamômetro isocinético. De Proft et al. (1988) acharam que, ao final do período de treinamento de força em músculos da perna, a força muscular concêntrica aumentou em 25% e o desempenho do chute, medida pela distância, melhorou em 4%. Esses estudos mostram que força muscular é um importante fator na execução do chute e pode ser desenvolvida através de treino apropriado. A melhora do chute, no que diz respeito à distância atingida pela bola, não foi apenas determinada pela melhora da força muscular, mas foi verificado que fatores técnicos são importantes.

Porém, alguns autores apontam que a força muscular não é o único determinante na performance motora (HUDSON, 1986). Outros estudos apontam que a força dos extensores do joelho sozinha não determina o impacto final na bola no chute (BANGSBO, 1994), mas também é dependente da coordenação utilizada no movimento.

Diferentes estudos foram realizados em torno do futebol e do chute, como diferenças entre a consistência do chute em jogadores de clube e de elite (PHILIPS, 1985), as diferenças do padrão cinemático do chute em diferentes idades (SANTIAGO et al. 2005; TEIXEIRA et al., 2003), as características cinemáticas do chute com o dorso do pé (TEIXEIRA et al., 2005), o efeito do ângulo de aproximação do pé com relação à bola e velocidades da bola (ISOKAWA e LEES 1988), a diferença entre o chute máximo com pé estático e com aproximação em corrida até a bola (OPAVSKY, 1988) e assimetria da perna direita e esquerda em jogadores juniores (MC LEAN e TUMILTY, 1993).

Contudo, é preciso verificar a relação entre coordenação do chute (variáveis cinemáticas temporais e espaciais) e funções musculares (taxa de desenvolvimento de torque e pico de torque) em jogadores experientes de futebol. Além disto, analisar esta relação sob condição de fadiga, onde as alterações nas funções musculares podem inferir na coordenação de determinada habilidade.

A necessidade de estudar determinada habilidade motora sob fadiga se justifica pelo objetivo de verificar a coordenação com a queda da força muscular, o qual pode explicar o quanto as variáveis musculares podem inferir no gesto esportivo. Nenhum outro trabalho abordou as possíveis alterações nas variáveis

cinemáticas (coordenação e controle) com as variáveis da função muscular (pico e taxa de desenvolvimento de torque).

## 1.1 OBJETIVOS

### 1.1.1 Objetivo Geral

- Analisar o desempenho e a coordenação do chute no futebol (variáveis cinemáticas espaciais e temporais) em sujeitos experientes antes e após fadiga e correlacionar possíveis modificações com os níveis de torque muscular (taxa de desenvolvimento de torque e pico de torque).

### 1.1.2 Objetivos Específicos

- Descrever as características cinemáticas espaciais e temporais do quadril, joelho e tornozelo, no chute do futebol, na condição sem fadiga, e sob condição de fadiga;
- Correlacionar os dados de coordenação (variáveis cinemáticas espaciais e temporais) que apresentarem modificações pós fadiga com dados da função muscular (taxa de desenvolvimento de torque e pico de torque);

## 1.2 HIPÓTESES

H1: Na condição de fadiga as variáveis cinemáticas temporais sofrerão alterações;

H2: Na condição de fadiga as variáveis cinemáticas espaciais sofrerão alterações;

H3: Na condição de fadiga haverá correlação positiva entre variáveis cinemáticas e o desempenho do chute;

H4: Na condição de fadiga haverá correlação negativa entre as diferenças das variáveis cinemáticas e variáveis da função muscular;



## 2. REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 FORÇA MUSCULAR

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 (BARROS e GHORAYEB, 1999).

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 (LEHMKUHL e SMITH, 1997; VILLIGER, 1995).

O papel dos fatores nervosos centrais na manifestação da tensão de força consiste no regulamento da frequência do impulso, no grau de sincronização das influências excitantes sobre neurônios motores, na quantidade das unidades motoras recrutadas - coordenação intramuscular e 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, 1989).

O futebol, em geral, é composto (inclusive as disputas de bola e ações técnicas isoladas) de movimentos explosivos e dinâmicos que exigem força rápida e resistência muscular (LUTHMANN e ANTRETTTER 1987; BISANZ e GERISCH 1988 apud WEINECK, 2000).

## 2.2 COORDENAÇÃO E CONTROLE

A coordenação é definida como os movimentos relativos entre os segmentos corporais, ou entre os segmentos e um objeto (NEWELL, 1985). Ações coordenadas do corpo humano são executadas através da aplicação controlada de forças musculares que produzem padrões distintos de ação dos segmentos (PUTNAM, 1991).

Uma vez que a contração muscular é o principal componente interno de força para criar, manter, mudar ou retardar movimentos para permitir que os segmentos do corpo interajam com o meio ambiente, a coordenação dos movimentos pode também ser investigada através da análise dos efeitos cinemáticos das ações musculares. Consequentemente, a coordenação dos movimentos pode ser analisada através do tempo e da seqüência nos quais os movimentos dos segmentos são funcionalmente organizados para se atingir um objetivo (CLARK et al., 1989; RODACKI et al., 2001).

Bernstein (1967) formulou o “problema dos graus de liberdade”, que questiona como o sistema neuromuscular organiza ações estereotipadas, visto o grande número de possibilidades de seqüências de ativação e combinação de músculos para a realização de um movimento.

À medida que acontece o progresso de aprendizagem, ocorre então uma liberação gradual do controle rígido dos graus de liberdade, incorporando-os num sistema dinâmico controlável. A organização dos graus de liberdade numa só grande unidade funcional é denominada na literatura como estrutura coordenativa (TURVEY, 1990).

Anderson e Sidaway (1994) demonstraram que antes de submeter indivíduos principiantes a prática, para simplificar o controle do movimento, houve restrições nas amplitudes articulares do quadril e do joelho no padrão do chute no futebol. Após 10 semanas de prática, essas restrições foram sendo reduzidas e as articulações obtiveram maiores graus de movimento dentro de uma estrutura coordenativa, o que possibilitou que a articulação do joelho tirasse maior vantagem mecânica da velocidade gerada pela articulação do quadril, resultando num aumento significativo da velocidade linear do pé. Observou-se também que o padrão de coordenação do chute de sujeitos novatos, após 10 semanas de prática, foi similar ao padrão apresentado por sujeitos experientes, com mais de 10 anos de experiência no futebol.

### 2.2.1 Coordenação próximo distal

Segundo Anderson e Sidaway (1994) as características topológicas de um movimento descrevem as ações de segmentos do corpo em relação a outros segmentos, e mudanças nestes padrões podem evidenciar aspectos específicos de mudança de coordenação. A organização das características temporais e espaciais dos movimentos dos segmentos é um requisito essencial não somente para movimentos simples coordenados, mas também para atingir excelência no esporte (RODACKI et al., 2001).

Define-se como próximo-distal o padrão de movimentos de uma tarefa na qual a extensão dos segmentos proximais começa antes da extensão dos segmentos distais adjacentes. Além disto, observa-se que os segmentos proximais atingem a velocidade angular máxima e iniciam sua diminuição bem antes dos segmentos distais (PUTNAM, 1991). Esta ordem de ação dos segmentos é frequentemente associada a movimentos rápidos como o salto (BOBBERT e VAN INGEN SCHENAU, 1988; RODACKI et al., 2001), e o arremesso (REILLY, 2002; PUTNAM, 1991; PUTNAM, 1993). Esta seqüência é observada também em movimentos no qual uma extremidade é movida mais vagarosamente, como por exemplo, durante as fases de oscilação dos segmentos na corrida e caminhada (PUTNAM, 1991).

Outro aspecto da seqüência próximo-distal de segmentos é a diminuição da velocidade angular do segmento proximal, ao mesmo tempo em que aumenta até o

valor máximo nos segmentos distais. Acredita-se que para movimentos de cadeia aberta, tal seqüência segmentar permite uma velocidade angular no segmento distal muito maior do que seria possível somente com a ação dos músculos agindo nele diretamente, caso o seguimento proximal estivesse fixo no espaço (PUTNAM, 1991).

O princípio da somatória de velocidades (BUNN, 1972) afirma que para se 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.

### 2.2.2 Coordenação do chute

Movimentos de rebatida são comuns em muitos esportes (futebol, tênis, voleibol, etc.) e na vida diária. Chute representa um exemplo de tal movimento. O chute no futebol é o resultado das ações coordenadas dos segmentos objetivando produzir a maior velocidade possível da bola para um determinado alvo (gol) (KELLIS e KATIS, 2007).

Uma das primeiras descrições quantitativas através da biomecânica do chute foi de Plagenhoef (1971), o qual produziu um “movimentograma” para ilustrar a habilidade.

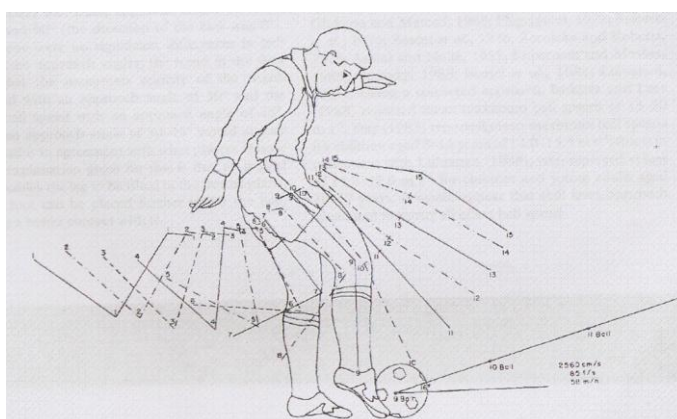


Figura 1: Modelo do chute criado com base na cinemática

O chute é classificado em uma categoria geral de habilidades que requerem que o indivíduo alcance a máxima angular da extremidade de um segmento distal para impulsionar velozmente um implemento (ANDERSON e SIDAWAY, 1994). O padrão maduro do chute com o dorso do pé descrito por Wickstrom (1983), é caracterizado com o posicionamento do pé de apoio lateralmente e ligeiramente atrás da bola estacionária, no caso do chute como habilidade fechada. Inicialmente, o membro responsável pelo chute é levado para trás e o joelho flexionado. A ação para frente inicia-se com rotação da pelve em relação a perna de apoio e flexionando-se o quadril correspondente a perna do chute. Neste estágio do movimento, o joelho ainda está sendo flexionado. Após esta ação, ocorre a desaceleração da flexão do quadril até que esta seja nula. Durante a desaceleração o joelho é estendido vigorosamente até o momento do contato do pé com a bola. Após o contato, o joelho começa a ser flexionado e a altura do pé no final do movimento pode atingir acima do nível da altura do quadril (REILLY, 2002).

O chute é uma habilidade multiarticular o qual depende de vários fatores, como a força máxima e potência dos músculos ativados durante o chute (DE PROFT et al., 1988; ISOKAWA e LEES, 1988; WEINECK, 1992; LEES e NOLAN, 1998; DORGE et al., 1999), o tempo e transferência de energia entre os segmentos que participam do chute (PLAGENHOEF, 1971), a velocidade e ângulo de aproximação do jogador à bola (ISOKAWA e LEES, 1988; OPAVSKY, 1988) e a utilização do ciclo alongamento-encurtamento característicos dos músculos da perna de chute (WEINECK, 1992).

Davids et al., (2000), afirmam que uma maior amplitude do último passo de aproximação para o chute permite uma maior rotação da pelve para trás no plano horizontal, permitindo um maior tempo de aceleração linear do pé em direção à bola. A rotação dos segmentos para frente inicia-se com a rotação da pelve sobre o quadril da perna de apoio seguida quase que simultaneamente pela flexão da coxa contralateral.

Para Putnam (1993) as fases do tempo absoluto do movimento do chute são medidas de porcentagem, sendo que 0% representa o início da extensão do segmento proximal, ao passo que 100% representa o momento do contato com a bola. A perna é acelerada para trás em relação à coxa entre 0% e 15% do tempo absoluto do chute e começa a acelerar-se para frente a partir de 15% até reverter sua direção, em 45% do tempo. Esta reversão é causada principalmente pelo torque

extensor no joelho e pelo torque interativo resultante da velocidade angular do quadril. A direção da aceleração da coxa inverte-se a partir de 60% até o impacto.

Acredita-se que os padrões de coordenação do chute no futebol podem variar de acordo com as demandas da tarefa e as condições com que esta é realizada. Lees e Nolan (2002) investigaram as diferenças de coordenação do chute de precisão em relação ao chute de velocidade em jogadores profissionais de futebol. Os autores reportaram que os valores médios das velocidades angulares do quadril e do joelho foram menores no chute de precisão, comparados ao chute onde o principal requisito foi velocidade. Os aumentos na velocidade do chute foram associados a maiores amplitudes articulares da pelve, do quadril e do joelho. Foi observado também um aumento no comprimento do último passo de aproximação no chute de velocidade, em relação ao chute de precisão. Este padrão causa uma maior rotação pélvica que projeta para trás o quadril correspondente à perna do chute, permitindo uma melhor contribuição dos músculos do tronco e maior amplitude de movimento nas articulações dos membros inferiores. Tais dados ajudam a sustentar o princípio da somatória de velocidades (BUNN, 1972), que propõe que a velocidade máxima da extremidade distal de um sistema segmentado pode ser aumentada através de maiores amplitudes e velocidades das suas articulações proximais.

Em relação à dominância entre membros na habilidade do chute e suas diferenças cinemáticas, Dörge et al., (2002) demonstraram em sujeitos experientes, que a velocidade da bola, a velocidade linear do centro de massa do pé e a velocidade angular do joelho foram maiores no chute com a perna preferida, apesar dos testes de dinamometria não terem apontado diferenças no índice de desenvolvimento de força muscular entre ambas as pernas. 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).

Alguns estudos (DE PROFT et al., 1988; DUTTA e SUBRAMANIAM, 2002) reportaram um aumento na performance do chute seguindo aplicação de programa de treinamento de força isocinética enquanto outros estudos encontraram o oposto (AAGAARD et al., 1993; TROLLE et al., 1993).

No que diz respeito ao treinamento, MANOLOPOULOS et al., (2006) sugerem que aplicação de programa de treinamento utilizando exercício específico

de força no futebol podem ser particularmente efetivos na melhora da performance do chute, pois em um grupo controle com este tipo de treino, aumentou significativamente a velocidade da bola, a velocidade linear do pé, tornozelo e velocidade angular de todas as articulações durante a fase final do chute.

## 2.3 FADIGA

Fadiga é a incapacidade de manutenção de potência ou força durante contrações musculares repetidas (POWERS e HOWLEY, 2000). Segundo Pires e Grosso (2002), fadiga muscular é a falência da propagação do potencial de ação e no acoplamento do sistema de contração-relaxamento, definida como o declínio na capacidade de gerar tensão muscular com a estimulação repetida. A fadiga das unidades motoras resulta de muitos fatores, cada um dos quais está relacionado a demandas específicas do exercício que produz (MC ARDLE et al., 1998). Para MAUGHAN et al., (2000), a fadiga foi definida como a incapacidade de manutenção de determinada ou esperada produção de energia e é uma característica inevitável do exercício máximo.

Com o crescimento da fadiga, a quantidade de interrupções no jogo aumenta, especialmente na segunda etapa. Aparecem, cada vez mais, dificuldades para dominar e conduzir a bola, não se corre tanto atrás dela e o número de faltas aumenta, por causa da piora da condição física (SZÖGY et al. 1985 apud WEINECK, 2000).

Ocorre fadiga se a cadeia de eventos for interrompida entre o sistema nervoso central e a fibra muscular, seja qual for a razão (MC ARDLE et al., 1983). O sistema nervoso central está implicado na fadiga se houver uma redução da quantidade de unidades motoras funcionantes envolvidas na atividade ou uma redução da frequência de disparos das unidades motoras, (POWERS e HOWLEY, 2000). A fadiga ocorre também na junção neuromuscular quando o potencial de ação não consegue passar do motoneurônio para a fibra muscular. No exercício máximo, quando se admite que todas as unidades motoras são ativadas ao máximo, a fadiga é acompanhada por uma queda na atividade neural (medida pelo eletromiograma ou EMG). A redução na atividade neural apóia o argumento de que essa forma de fadiga é causada por uma falha na transmissão neural ou mioneural (Mc ARDLE et al., 1983).

O desenvolvimento da fadiga muscular é um processo multifatorial, não estando necessariamente relacionado com o metabolismo energético muscular (MAUGHAN et al., 2000).

### 2.3.1 Coordenação e fadiga

As seqüências de movimentos dos segmentos corporais são intimamente influenciadas pelas forças musculares que geram torques ao redor das articulações para acelerar, retardar ou modificar o movimento. Desta forma, é necessário controlar a magnitude e os aspectos temporais da ativação muscular para que o objetivo do movimento seja alcançado. Anderson e Sidaway (1994) demonstraram que indivíduos experientes apresentam padrões de coordenação diferentes de indivíduos novatos no chute no futebol, entretanto, o movimento foi realizado sem fadiga.

Sob fadiga, definida como a diminuição acentuada do desempenho devido à atividade física (ENOKA, 2002), uma nova seqüência de movimentos dos segmentos (coordenação) pode emergir, portanto, se existe uma relação entre coordenação e força muscular, sugere-se que uma reorganização no padrão dos movimentos dos segmentos ocorra quando a capacidade do sistema neuromuscular para produzir tensão é reduzida em resposta à fadiga.

Fadiga também é indicada pela redução da força máxima ou potência que está associada com exercício sustentado e é refletido no declínio de desempenho (RAHNAMA et al., 2003).

Os efeitos da fadiga na coordenação de diversos movimentos têm sido descritos na literatura. Bonnard et al. (1994) evidenciaram duas estratégias de reorganização do padrão de ativação muscular em pequenos saltos contínuos, prolongados por vários minutos. Foi observado que a fadiga dos músculos flexores plantares foi compensada através da pré-ativação do músculo gastrocnêmio. Além disto, observou-se que houve uma troca compensatória na distribuição da carga mecânica na fase excêntrica entre os músculos flexores plantares e os músculos extensores do joelho.

Forestier e Nougier (1998) mostraram diferentes padrões de organização entre os segmentos para manter uma boa performance em arremessos de precisão sob condições de fadiga. Sem fadiga, os autores observaram que os tempos



relativos entre as articulações do cotovelo e do punho respeitaram o princípio da somatória de velocidades (BUNN, 1972), entretanto, sob fadiga, a estratégia compensatória observada foi caracterizada por uma organização similar a de um sistema rígido, diferente do padrão próximo-distal descrito na literatura (PUTNAM, 1993). Enoka (2002) afirma que quando as demandas da tarefa exigem esforços sub-máximos, o sistema neuromuscular pode retardar o declíneo da produção de força (fadiga) variando o padrão de ativação dos músculos sinergistas. Entretanto, pouco se sabe sobre como a fadiga pode afetar a coordenação de movimentos explosivos. Rodacki et al., (2002) mostraram que o salto vertical segue o padrão de organização relativamente estável sob condição de fadiga, o que evidenciou que a organização deste movimento não é sensível a mudanças na capacidade dos músculos de gerar força.

Outros estudos aplicaram protocolos com exercícios específicos de determinado esporte como corrida de longa distância (NICOL et al., 1991; BRUGGEMANN, 1996), saltos repetitivos (MADIGAN e PIDCOE, 2003), levantamento de peso (SPARTO et al., 1997) e reportaram um significativo declíneo na potência da perna, força isométrica máxima e atividade do quadríceps (NICOL et al., 1991) bem como alterações na plataforma de força e nas variáveis cinemáticas articulares da corrida e levantamento de peso.

### 2.3.2 Fadiga e chute

Embora alguns estudos demonstrem efeitos significativos da fadiga na biomecânica de testes multiarticulares, eles são específicos para o protocolo ou teste examinado. Os estudos com protocolos de exercícios que simula as condições do futebol atual, podem fornecer informações adicionais úteis para efetivos programas de treinamento (KELLIS et al., 2006).

Apenas três estudos avaliaram os efeitos da fadiga no chute do futebol: (APRIANTONO et al., 2006; KELLIS et al., 2006; LEES e DAVIES, 1988). Lees e Davies (1988) aplicaram um protocolo de exercício de 6 minutos de step e encontrou menor velocidade máxima do pé e da bola. A falta de coordenação entre membros superiores e inferiores depois do protocolo de fadiga pareceu ser a principal razão dos resultados observados. Apriantono et al. (2006) avaliou os efeitos da fadiga muscular na cinética e cinemática do chute através de fadiga induzida por

repetições de movimentos com carga de extensão e flexão do joelho. Os resultados foram menor balanço da perna, diminuição da velocidade do pé, menor velocidade angular do membro inferior e menor torque muscular durante o chute levando a uma redução da velocidade da bola depois da fadiga. Foi concluído que juntamente com o resultado da capacidade de força, a fadiga alterou a ação efetiva da interação segmental durante a fase final do chute, o qual levou a uma alteração da coordenação inter-segmentar. Kellis et al., (2006), verificou que uma diminuição da velocidade da bola e da razão da velocidade bola/pé foi encontrada depois da implantação de um protocolo de exercícios simulando condições de jogo de futebol. Embora curvas de forças de reação e deslocamento angular permaneceram inalteradas depois de fadiga, a velocidade angular máxima da extensão do joelho da perna de balanço diminuiu significativamente e a velocidade linear do pé e tornozelo mostrou uma diminuição de 8-10%, o que pode parcialmente explicar o declínio da velocidade da bola depois da implantação do protocolo de exercício. Os resultados presentes sugerem que um protocolo de exercício que simula as condições de um jogo de futebol resulta em piora da performance do chute. Isto poderia ser atribuído a alterações na função do sistema neuromuscular e capacidade de gerar força, a qual pode ter alterado os mecanismos da performance do chute no futebol.

Segundo Kellis et al., (2006), as mudanças no desempenho do chute no futebol seguido de protocolo de exercício intermitente não são claras e, embora diminuição na força e potência muscular seguido de fadiga são bem documentadas, a importância destas mudanças para performance de testes, como um chute, também não está bem definida.

Portanto, é preciso entender estas possíveis variações ou mecanismos compensatórios do chute sob efeitos de fadiga e verificar se possíveis modificações tem relação com os níveis de torque e taxa de desenvolvimento de torque de sujeitos experientes.

### 3. METODOLOGIA

#### 3.1 PARTICIPANTES

A amostra foi formada por 10 atletas de futebol do sexo masculino, de mesmo nível de treinamento, com 18 anos de idade, de um clube profissional da cidade de Curitiba. Os sujeitos preencheram e assinaram um formulário de participação livre e esclarecida, o qual foi previamente aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal do Paraná (CEP/SD: 678.013.09.02 CAAE: 0409.0.000.091-09). Foi considerado critério de exclusão do estudo atletas com histórico de lesão músculo-esquelética não tratada ou não cicatrizada que dificultasse ou impossibilitasse a prática regular de suas atividades esportivas. Um médico realizou uma avaliação clínica e ortopédica para determinar a existência de outros fatores clínicos e/ou ortopédicos que possam intervir no estudo (ex. alterações geométricas importantes de membros inferiores). As características físicas e tempo de prática no futebol dos participantes encontram-se na Tabela 1.

**TABELA 1 – MASSA, ESTATURA E TEMPO DE PRÁTICA ESPORTIVA DOS PARTICIPANTES.**

CARACTERÍSTICAS DA AMOSTRA				
	MASSA	ESTATURA	IDADE	PRÁTICA
	(Kg)	(cm)	(anos)	(anos)
<b>MÉDIA</b>	<b>76,5</b>	<b>180,2</b>	<b>18</b>	<b>10,2</b>
Dp	9,7	9,3	0,0	2,5

#### 3.2 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

O presente estudo visou determinar a influência de fadiga sobre o desempenho do chute no futebol. O chute do futebol foi avaliado antes e após protocolo de fadiga, sendo avaliado 5 chutes antes e 1 chute depois. Apenas um chute foi avaliado após protocolo para que não houvesse tempo de recuperação pós

exercício. Parâmetros da função muscular foram mensurados antes do protocolo de fadiga a fim de examinar sua influência sobre as alterações decorrentes das ações repetidas do movimento (com fadiga).

Os parâmetros da função muscular avaliados foram os picos de torque e a taxa de desenvolvimento de torque. Os procedimentos empregados para a determinação desses parâmetros encontram-se descritos no item 3.2.1. A avaliação do movimento do chute foi efetuada em dois momentos: após um aquecimento físico controlado de aproximadamente 5 minutos, imediatamente antes da execução do protocolo de fadiga e logo após o protocolo de fadiga. Os procedimentos empregados para a determinação dos fatores cinemáticos do movimento encontram-se descritos no item 3.2.2.

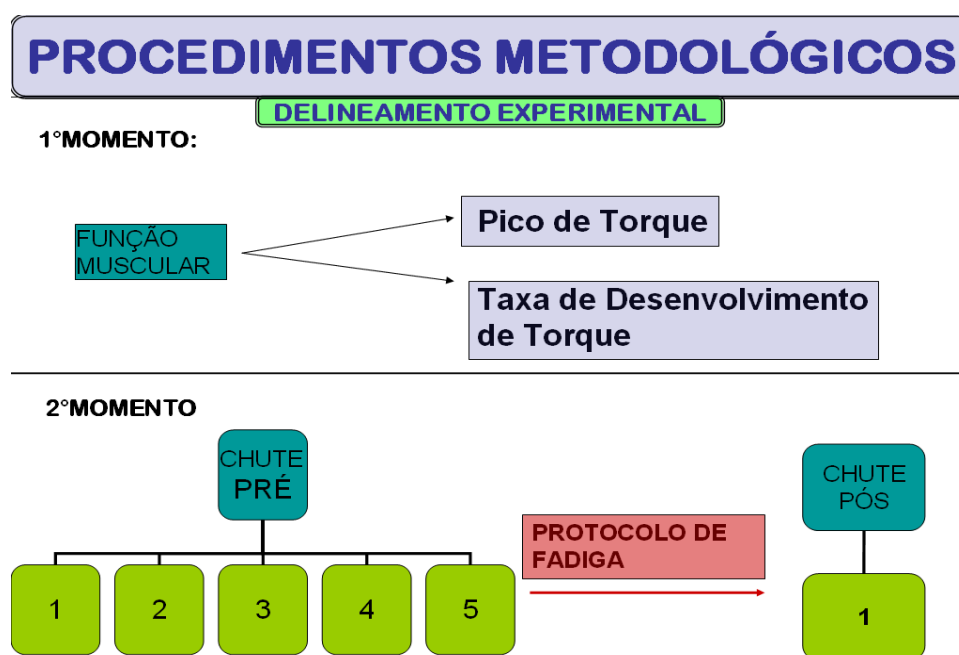


Figura 2: Delineamento Experimental

O protocolo de fadiga compreendeu a execução máxima de *sprints* de 40 m (20 m de ida e 20 m de retorno). Os *sprints* foram efetuados de acordo com um protocolo no qual a distância entre cada percurso é mantida constante e o tempo para o deslocamento é progressivamente reduzido (Bangsbo, 1996). Ao final de cada percurso (40 m) os sujeitos deveriam estar em uma faixa demarcada de 5 m,

onde deveriam aguardar o sinal sonoro para o próximo *sprint*. Durante a execução do teste os participantes tiveram acoplado um freqüencímetro que permitiu determinar a freqüência cardíaca durante o teste. O protocolo de fadiga foi interrompido quando os participantes desistiam do teste ou não foram capazes de chegar à área demarcada no tempo estipulado pelo teste. O detalhamento do protocolo empregado para induzir fadiga encontra-se no ANEXO I.

### 3.2.1 Avaliação do torque

Para mensurar pico de torque e taxa de desenvolvimento de torque, foi utilizada uma Célula de Carga (Kratos modelo CZC500) acoplada à uma placa conversora A/D (National Instruments, modelo NI USB 6218) e um amplificador (Kratos, modelo IK-1C), conectados a um computador. A freqüência de aquisição da célula de carga foi de 1000 Hz. Este equipamento permitiu quantificar a força na unidade de Kgf (quilograma força). A distância do ponto de fixação da célula ao centro articular foi determinado por meio de uma fita métrica e através do software MatLab, multiplicada pela força para conversão em torque ( $N \cdot m$ ) e calculado a taxa de desenvolvimento de torque. Os testes foram ajustados conforme a articulação a ser testada, músculo a ser avaliado ou ângulo articular de teste. Os procedimentos foram de acordo com os sugeridos por Abernethy et al., (1995). A taxa de desenvolvimento de torque foi determinada em função da velocidade que o músculo atinge seu pico máximo de torque em relação ao tempo em milissegundos (ms) sendo 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 foram desconsiderados, sendo utilizados os pontos que formaram a porção central da reta (60%), conforme figura 2.

Primeiramente, os sujeitos realizaram os testes de força em célula de carga, com avaliação do torque dos flexores e extensores do quadril, flexores e extensores do joelho e plantiflexores e dorsiflexores do tornozelo. As ações foram efetuadas ao comando do examinador, quando os participantes exerceram força máxima por aproximadamente 2s. Os participantes foram orientados a efetuar um movimento

explosivo único a fim de executar uma ação máxima. Foram validadas as tentativas de maior pico dentre 3 tentativas para cada grupo muscular.

Os testes de torque para o quadril, joelho e tornozelo foram realizados com os sujeitos posicionados deitados de maneira que as articulações testadas estavam colocadas a 90°. A célula de carga foi posicionada de maneira perpendicular aos segmentos corporais.

Os instrumentos para análise de torque foram cedidos pela Universidade Federal do Paraná e as avaliações foram realizadas no Laboratório do Centro de Comportamento Motor (CECOM), no Departamento de Educação Física – UFPR.

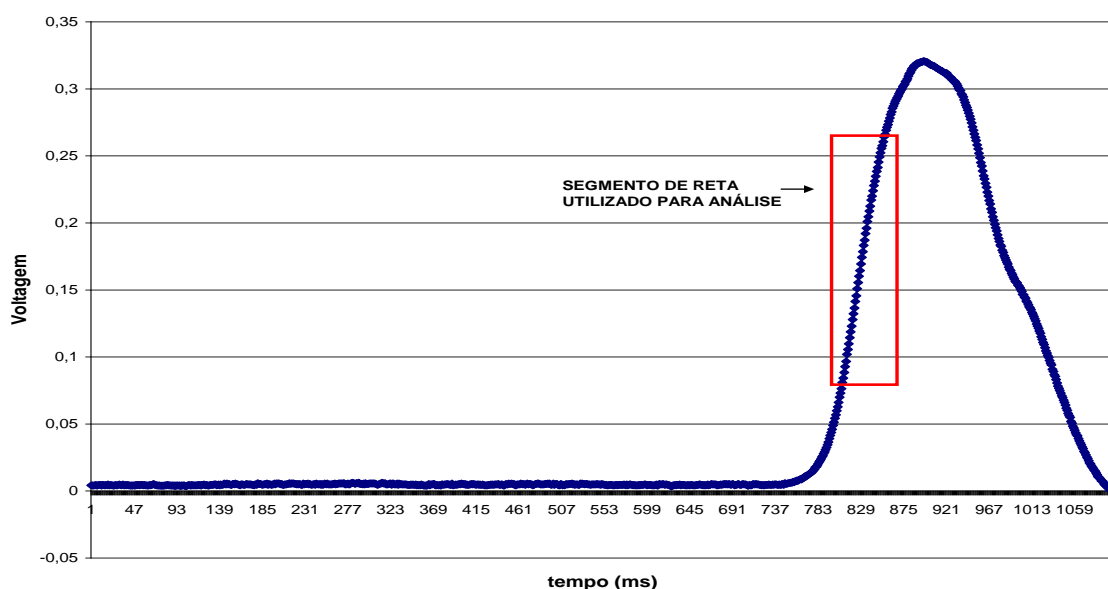


Figura 3: Gráfico demonstrativo da Taxa de Desenvolvimento de Torque

### 3.2.2 Avaliação cinemática

Através da avaliação cinemática foi possível determinar as características espaciais e temporais do chute na condição sem fadiga e sob efeito de fadiga. Para isto, foram utilizadas seis câmeras de captura óptica (MX-13, Vicon) numa frequência de 200Hz e um sistema de sincronização, calibragem e processamento de dados, (VICON MOTUS).

Para a calibragem das câmeras e reconstrução das coordenadas de pontos de interesse seguiu-se a utilização do método DLT (*Direct Linear Transformation*), (ABDEL-AZIZ e KARARA, 1971), por tratar-se de procedimento padronizado e amplamente utilizado pela comunidade científica nacional e internacional.

As avaliações cinemáticas foram realizadas no ginásio de esportes do Departamento de Educação Física e os instrumentos para análise cinemática foram cedidos pela Universidade Federal do Paraná.

A área de coleta foi de 3 m de comprimento x 2 m de largura x 1,20 m de altura num total de 7,20 m<sup>3</sup>, onde foram posicionadas as seis câmeras de modo que pelo menos duas capturasse cada marcador, sendo possível, a reprodução do movimento em três dimensões (3D).

Antes das avaliações cinemáticas, a área da coleta foi calibrada, utilizando um objeto de referência do sistema (Vicon Motus). A sincronização das imagens foi realizada automaticamente pelo equipamento (MX Control, Vicon) que forneceu as variáveis cinemáticas de análise.

O início do movimento foi determinado no instante em que o pé de apoio toca o solo. O final do movimento foi determinado no instante em que o joelho do membro dominante realiza a extensão máxima após o contato com a bola. Os dados coletados foram filtrados (4ª ordem do tipo passa baixo - Butterworth 10 Hz) e normalizados em função do tempo. Dessa forma, foram expressos de maneira que o início do movimento correspondeu a 0% e o final a 100% do movimento.

### 3.2.3 Modelo Biomecânico

O modelo biomecânico para determinação dos movimentos, foi composto por uma série de marcadores reflexivos de 1 cm de diâmetro sobre os seguintes processos anatômicos: (1) Cabeça do 5º metatarso; (2) Maléolo Lateral da Fíbula; (3) Epicôndilo lateral do fêmur; (4) Trocânter do Fêmur; (5) Crista Ilíaca. Este conjunto de pontos foi utilizado para definir os segmentos corporais quadril (4 e 5), coxa (3 e 4), perna (2 e 3) e pé (1 e 2). Também foi marcado o maléolo medial do membro não dominante para visualizar o instante do apoio e a bola para visualizar o

instante do contato e sua velocidade linear. Para perfeita visualização dos marcadores, os sujeitos vestiram roupas aderentes ao corpo.

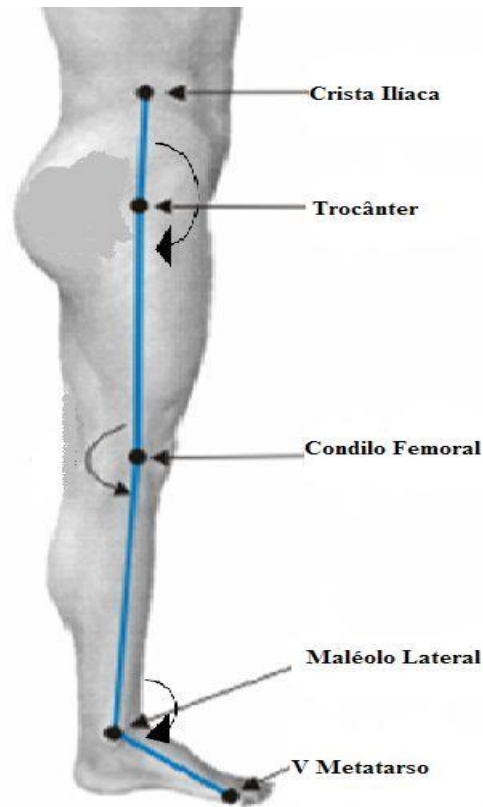


Figura 4: Modelo Biomecânico

#### 3.2.4 Protocolo de fadiga

Duas marcas foram posicionadas numa distância de 20m. O sujeito correu como um “yo-yo” indo e voltando entre as marcas numa velocidade controlada através de “beeps” sonoros no protocolo. A velocidade foi regularmente aumentada, e quando o indivíduo foi incapaz de manter a velocidade, o teste foi finalizado.



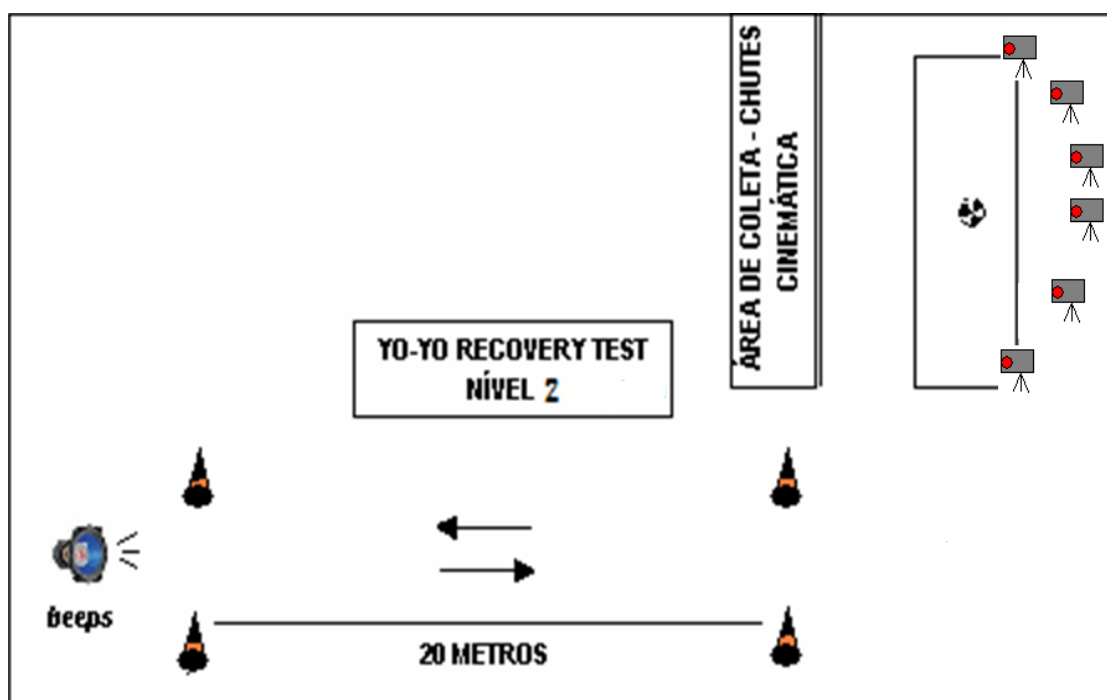


Figura 5: Modelo esquemático do protocolo de fadiga (Yo-Yo Intermittent Recovery Test Nível 2) e área de coleta dos chutes através de análise cinemática.

### 3.3 DELIMITAÇÃO

A amostra, a qual constituiu atletas futebolistas experientes com média de 10 anos de experiência, realizaram o chute com o peito do pé do segmento dominante, sem objetivar precisão.

### 3.4 LIMITAÇÃO

Neste estudo houve algumas limitações nas coletas de dados. A primeira limitação refere-se ao tipo de calçado, que foi realizado com calçados esportivos ao invés de chuteiras. Além disso, os procedimentos foram realizados em ambiente interno - ginásio, que difere daquele em que os sujeitos treinam diariamente. Não

foram consideradas diferenças nas características técnicas iniciais do chute dos sujeitos.

Os dados de força referem-se apenas às características isométricas, que não representam a demanda das ações do chute. As avaliações de torque e taxa de desenvolvimento de torque foram efetuadas num ângulo articular de 90°, os quais não representam necessariamente o ângulo articular aplicado no instante do contato do pé com a bola e/ou o instante que corresponde à maior capacidade muscular de gerar tensão.

A amostra não foi aleatória, devido à necessidade de estudar sujeitos com o treinamento específico para o futebol e níveis de treinamento de força similares, portanto pertencentes a uma mesma equipe.

### 3.5 ANÁLISE DOS DADOS

#### 3.5.1 Variáveis de estudo

As variáveis dependentes do estudo encontram-se nas tabelas 2, 3 e 4. A fadiga foi considerada como variável independente, enquanto as variáveis cinemáticas e da função muscular como variáveis dependentes. As variáveis cinemáticas foram divididas em variáveis espaciais e temporais enquanto que as variáveis da função muscular foram divididas em pico máximo de torque e taxa de desenvolvimento de torque.

Tabela 2: Descrição das Variáveis Cinemáticas Espaciais

<b>ESPACIAIS (Absolutas)</b>	
<b>MVAQ</b>	Máxima Velocidade Angular do Quadril
<b>VAQc</b>	Velocidade Angular do Quadril no contato
<b>MVAJ</b>	Máxima Velocidade Angular do Joelho
<b>VAJc</b>	Velocidade Angular do Joelho no contato
<b>MVAT</b>	Máxima Velocidade Angular do Tornozelo
<b>VATc</b>	Velocidade Angular do Tornozelo no contato
<b>MVLQ</b>	Máxima Velocidade Linear do Quadril
<b>VLQc</b>	Velocidade Linear do Quadril no contato
<b>MVLJ</b>	Máxima Velocidade Linear do Joelho
<b>VLJc</b>	Velocidade Linear do Joelho no contato
<b>MVLP</b>	Máxima Velocidade Linear do Pé
<b>VLPc</b>	Velocidade Linear do Pé no contato
<b>MVLB</b>	Máxima Velocidade Linear da Bola
<b>DAQc</b>	Deslocamento Angular do Quadril no contato
<b>DAQ max</b>	Deslocamento Angular Máximo do Quadril
<b>DAQ min</b>	Deslocamento Angular Mínimo do Quadril
<b>ADMQ</b>	Variação Amplitude de Movimento do Quadril
<b>DAJc</b>	Deslocamento Angular do Joelho no contato
<b>DAJ max</b>	Deslocamento Angular Máximo do Joelho
<b>DAJ min</b>	Deslocamento Angular Mínimo do Joelho
<b>ADMJ</b>	Variação Amplitude de Movimento do Joelho
<b>DATc</b>	Deslocamento Angular do Tornozelo no contato
<b>DAT max</b>	Deslocamento Angular Máximo do Tornozelo
<b>DAT min</b>	Deslocamento Angular Mínimo do Tornozelo
<b>ADMT</b>	Variação Amplitude de Movimento do Tornozelo

Tabela 3: Descrição das Variáveis Cinemáticas Temporais

<b>TEMPORAIS (Relativas %)</b>	
<b>IMVAJ</b>	Instante Máxima Velocidade Angular do Joelho
<b>IMVAQ</b>	Instante Máxima Velocidade Angular do Quadril
<b>IMVAT</b>	Instante Máxima Velocidade Angular do Tornozelo
<b>IMVLP</b>	Instante Máxima Velocidade Linear do Pé
<b>IMVLJ</b>	Instante Máxima Velocidade Linear do Joelho
<b>IMVLQ</b>	Instante Máxima Velocidade Linear do Quadril
<b>ICB</b>	Instante do Contato com a Bola

Tabela 4: Descrição das Variáveis da Função Muscular  
**VARIÁVEIS FUNÇÃO MUSCULAR**

Torque (Nm)		Taxa Desenv. Torque (Nm/s)	
<b>Tq ExtQ</b>	Pico de Torque Extensores do Quadril	<b>Tx ExtQ</b>	Taxa Extens. do Quadril
<b>Tq FxQ</b>	Pico de Torque Flexores do Quadril	<b>Tx FxQ</b>	Taxa Flexores do Quadril
<b>Tq ExtJ</b>	Pico de Torque Extensores da Perna	<b>Tx ExtJ</b>	Taxa Extensores da Perna
<b>Tq FxJ</b>	Pico de Torque Flexores da Perna	<b>Tx FxJ</b>	Taxa Flexores da Perna
<b>Tq Plant</b>	Pico de Torque Planti flexores	<b>Tx Plant</b>	Taxa Planti flexores
<b>Tq Dorsi</b>	Pico de Torque Dorsi flexores	<b>Tx Dorsi</b>	Taxa Dorsi flexores

A frequência cardíaca foi utilizada como variável de referência para o controle do nível do esforço exercido (bpm).

As variáveis cinemáticas foram quantificadas nas unidades de graus por segundo (velocidade angular), metros por segundo (velocidade linear), graus (deslocamento angular) e em porcentagem em relação ao tempo relativo do movimento. As variáveis da função muscular tiveram como unidade de medida Kilograma força (Kgf) e, foi transformada em torque, medido em Newton metros (N.m). Também foi quantificado o coeficiente de inclinação da reta traçada através da relação de desenvolvimento de torque em função do tempo para obter a taxa de desenvolvimento de torque.

### 3.5.2 Análise estatística

Inicialmente os dados foram tratados por estatística descritiva padrão (média e desvio padrão). A homogeneidade e normalidade dos dados foram confirmadas com o teste de *Shapiro-Wilk*. Para observar o efeito das variáveis independentes (fadiga) sobre as variáveis dependentes (variáveis cinemáticas) foi empregado teste t para variáveis dependentes. Com base neste teste, o teste de correlação de Pearson foi aplicado para determinar a relação entre a função muscular e os indicadores cinemáticos do desempenho que apresentaram diferença significativa entre as condições pré fadiga e pós fadiga. As análises estatísticas foram realizadas através do software STATISTICA® (STATSOFT Inc., versão 7.0) com nível de significância de  $p < 0.05$ .

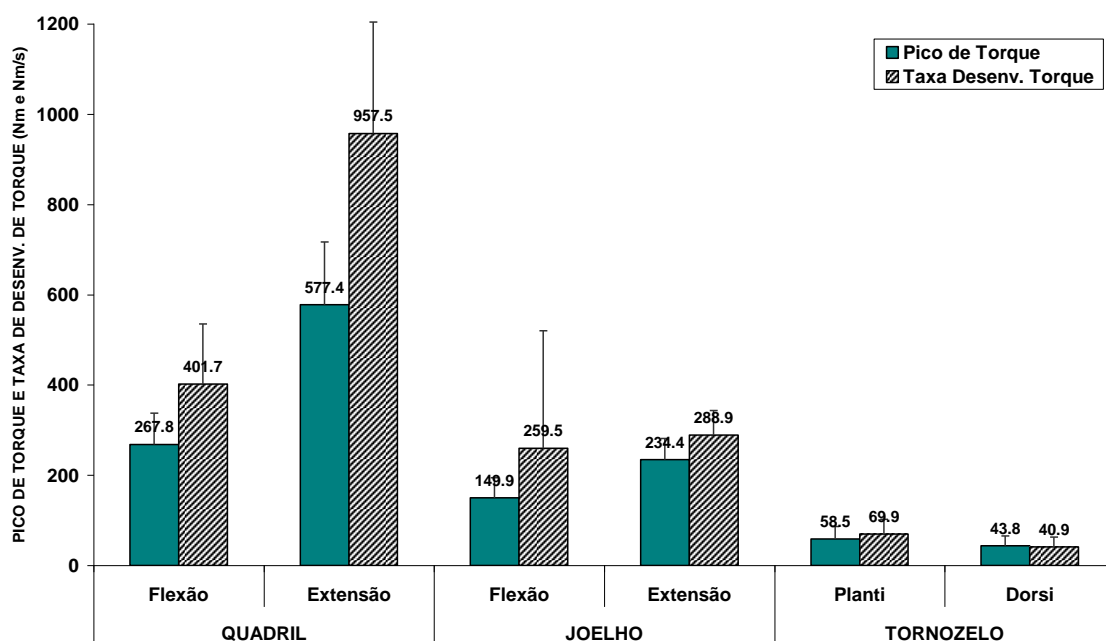
## 4. RESULTADOS

A presente seção visa apresentar os resultados encontrados nas análises no estudo. Serão apresentados os dados coletados da função muscular (pico de torque e taxa de desenvolvimento de torque) seguido dos dados do protocolo de fadiga (número de tiros, distância percorrida e frequência cardíaca) e os dados cinemáticos do chute na condição pré fadiga e pós fadiga.

### 4.1 TESTES DA FUNÇÃO MUSCULAR

Os resultados da função muscular compreenderam testes de determinação do pico de torque máximo e a taxa de desenvolvimento de torque. Os valores dos coeficientes de ajuste das retas foram em todos os casos superiores a  $R = 0.99$ , que indica que as taxas de desenvolvimento de torque foram bem ajustadas.

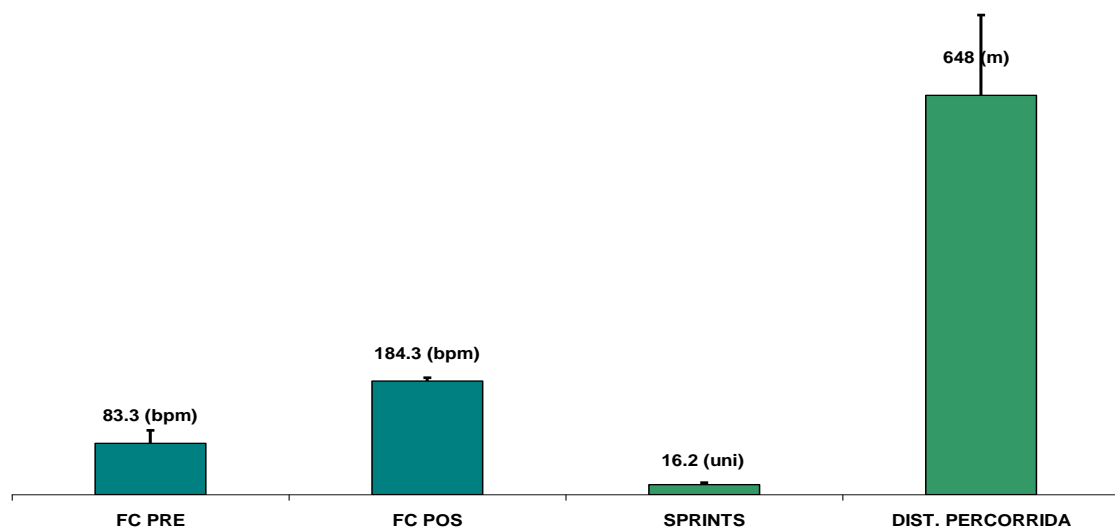
Na figura 6, verifica-se os valores dos torques e taxas gerados nas articulações do quadril, joelho e tornozelo. No quadril e no joelho, o maior torque e taxa foi gerado pelos músculos extensores seguido dos flexores. No tornozelo os planti flexores apresentaram maior torque e taxa comparado aos dorsi flexores.



**Figura 6:** PICO DE TORQUE E TAXA DE DESENVOLVIMENTO DE TORQUE DOS MUSCULOS DO QUADRIL, JOELHO E TORNOZELO

## 4.2 PROTOCOLO DE FADIGA

Os valores apresentados do teste Yo-Yo Intermittent Recovery Test, são os números de tiros (*sprints*) e a distância que cada sujeito conseguiu realizar. A média de tiros foi de 16 e a média da distância percorrida foi de 648 metros.



**Figura 7:** Número de *sprints*, distância percorrida e comportamento da frequência cardíaca no protocolo de fadiga

## 4.3 VARIÁVEIS COORDENATIVAS E DE DESEMPENHO

Nesta seção estão apresentados os resultados das variáveis de desempenho e das variáveis cinemáticas (espaciais e temporais) do chute, antes e após fadiga. As variáveis estão demonstradas em tabelas, de forma descritiva e com gráficos.

Na tabela 5 podem ser verificados os valores das variáveis espaciais nos chutes antes e após fadiga.

**Tabela 5: VARIÁVEIS CINEMÁTICAS ESPACIAIS DO CHUTE PRÉ E PÓS FADIGA**

	VARIÁVEL	UNIDADE	PRÉ		PÓS		p
QUADRIL	<b>MVAQ</b>	Graus/s	-231.4	±271.1	-313.2	±122.3	0.25
	<b>VAQ c</b>	Graus/s	-155.1	±112.2	-122.8	±125.0	0.38
	<b>MVLQ</b>	Metros/s	3.5	±0.5	3.5	±0.6	0.87
	<b>VLQ c</b>	Metros/s	2.2	±0.5	2.2	±0.5	0.58
	<b>DAQ c</b>	Graus	164.2	±8.3	167.1	±10.6	0.11
	<b>DAQ max</b>	Graus	168.2	±5.9	171.5	±7.8	0.05 *
	<b>DAQ min</b>	Graus	145.7	±5.3	148.3	±8.4	0.09
	<b>ADMQ</b>	Graus	22.5	±2.7	23.2	±3.8	0.64
JOELHO	<b>MVAJ</b>	Graus/s	1937.9	±146.9	1814.1	±176.8	0.03 *
	<b>VAJ c</b>	Graus/s	1795.7	±125.7	1730.3	±143.3	0.24
	<b>MVLJ</b>	Metros/s	10.6	±0.5	11.0	±0.6	0.06
	<b>VLJ c</b>	Metros/s	3.5	±1.0	2.8	±0.7	0.06
	<b>DAJ c</b>	Graus	131.6	±7.9	132.7	±11.1	0.70
	<b>DAJ max</b>	Graus	174.9	±1.6	171.3	±10.1	0.33
	<b>DAJ min</b>	Graus	61.7	±7.3	65.2	±8.4	0.01 *
	<b>ADMJ</b>	Graus	109.7	±7.9	109.5	±13.3	0.97
TORNOZELO / PÉ	<b>MVAT</b>	Graus/s	-50.7	±301.3	-44.0	±317.1	0.93
	<b>VAT c</b>	Graus/s	37.6	±151.3	77.0	±213.7	0.54
	<b>MVLP</b>	Metros/s	21.2	±1.1	20.5	±1.3	0.02 *
	<b>VLP c</b>	Metros/s	20.5	±1.1	19.6	±1.2	0.03 *
	<b>DAT c</b>	Graus	147.5	±6.9	148.6	±8.9	0.46
	<b>DAT max</b>	Graus	153.7	±7.4	155.3	±8.4	0.29
	<b>DAT min</b>	Graus	139.8	±8.3	138.9	±10.7	0.67
	<b>ADMT</b>	Graus	13.8	±5.3	16.4	±7.7	0.37
BOLA	<b>MVLB</b>	Metros/s	33.2	±2.8	31.4	±3.9	0.02 *

**Legenda:** (**MVAQ** – Máxima Velocidade Angular do Quadril; **VAQc** – Velocidade Angular Quadril no Contato; **MVLQ** – Max. Velocidade Linear Quadril; **VLQc** – Vel. Linear Quadril no Contato; **DAQc** – Deslocamento Angular Quadril no Contato; **DAQ Max.** – Deslocamento Angular Máximo Quadril; **DAQ Min.** – Deslocamento Angular Mínimo Quadril; **ADMQ** - Amplitude Total Quadril; **MVAJ** – Máxima Velocidade Angular Joelho; **VAJc** – Velocidade Angular Joelho no Contato; **MVLJ** – Max. Velocidade Linear Joelho; **VLJc** – Vel. Linear Joelho no Contato; **DAJc** – Deslocamento Angular Joelho no Contato; **DAJ Max.** – Deslocamento Angular Máximo Joelho; **DAJ Min.** – Deslocamento Angular Mínimo Joelho; **ADMJ** - Amplitude Total Joelho; **MVAT** – Máxima Velocidade Angular Tornozelo; **VATc** – Velocidade Angular Tornozelo no Contato; **MVLT** – Max. Velocidade Linear Tornozelo; **VLTC** – Vel. Linear Tornozelo no Contato; **DATc** – Deslocamento Angular Tornozelo no Contato; **DAT Max.** – Deslocamento Angular Máximo Tornozelo; **DAT Min.** – Deslocamento Angular Mínimo Tornozelo; **ADMT** - Amplitude Total Tornozelo; **MVLB** – Máxima Velocidade Linear da Bola).

Foi possível observar que houve modificações nas variáveis de máximo deslocamento angular do quadril, máxima velocidade angular do joelho, mínimo deslocamento angular do joelho, máxima velocidade linear do pé, velocidade linear do pé no contato com a bola e na máxima velocidade linear da bola.

Na tabela 6 encontram-se os valores antes e após fadiga das variáveis temporais. Não houveram mudanças na sequência de movimentos dos segmentos ( $p>0,05$ ).

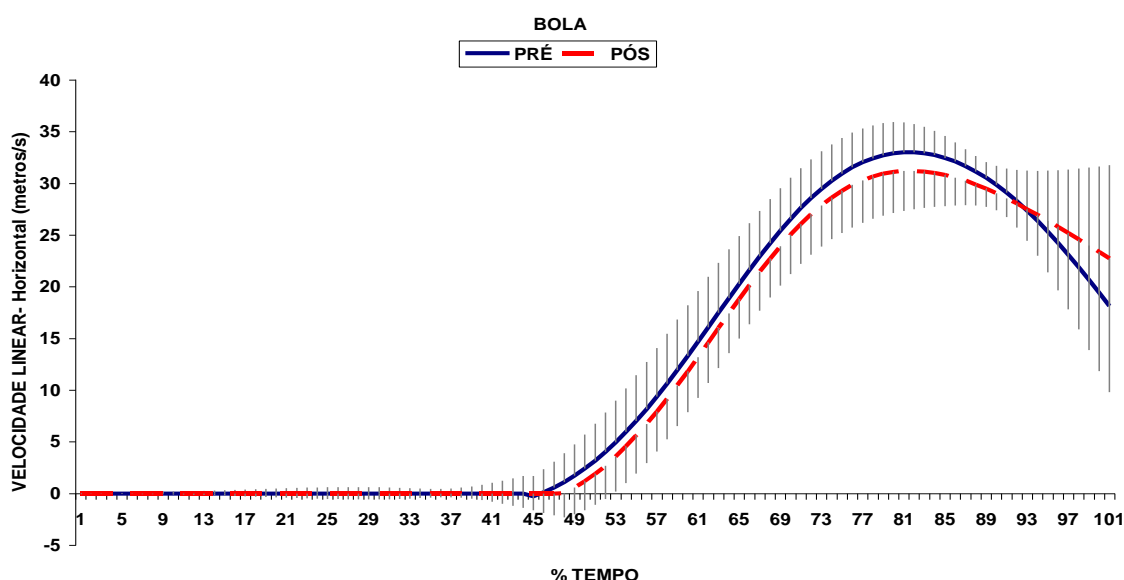
**Tabela 6:** VARIÁVEIS CINEMÁTICAS TEMPORAIS DO CHUTE PRÉ E PÓS FADIGA

VARIÁVEL	UNIDADE	PRÉ		PÓS		p
<b>ICB</b>	%	60.2	±3.3	61.4	±2.4	0.08
<b>IMVAQ</b>	%	49.0	±6.3	52.2	±7.0	0.28
<b>IMVLQ</b>	%	1.0	±0.0	2.5	±4.7	0.34
<b>IMVAJ</b>	%	55.6	±5.0	56.5	±6.5	0.40
<b>IMVLJ</b>	%	12.2	±7.6	14.3	±6.3	0.37
<b>IMVAT</b>	%	43.2	±12.8	45.2	±14.1	0.66
<b>IMVLP</b>	%	54.1	±3.9	54.6	±3.4	0.39

**Legenda:** (ICB - Instante contato com a bola; **IMVAQ** - Instante da Máxima Velocidade Angular do Quadril; **IMVLQ** - Instante da Máxima Velocidade Linear do Quadril; **IMVAJ** - Instante da Máxima Velocidade Angular do Joelho; **IMVLJ** - Instante da Máxima Velocidade Linear do Joelho; **IMVAT** - Instante da Máxima Velocidade Angular do Tornozelo; **IMVLP** - Instante da Máxima Velocidade Linear do Pé).

#### 4.3.1 Desempenho

O desempenho do chute foi mensurado através da máxima velocidade linear da bola na horizontal. De acordo com a tabela 5, pode-se verificar que o desempenho do chute, apresentou uma diminuição significativa na condição após fadiga. A velocidade linear da bola após protocolo de fadiga apresentou uma redução de 5,4% em relação à condição pré fadiga ( $p < 0,05$ ). A figura 8 mostra o padrão da velocidade linear da bola nas diferentes condições.

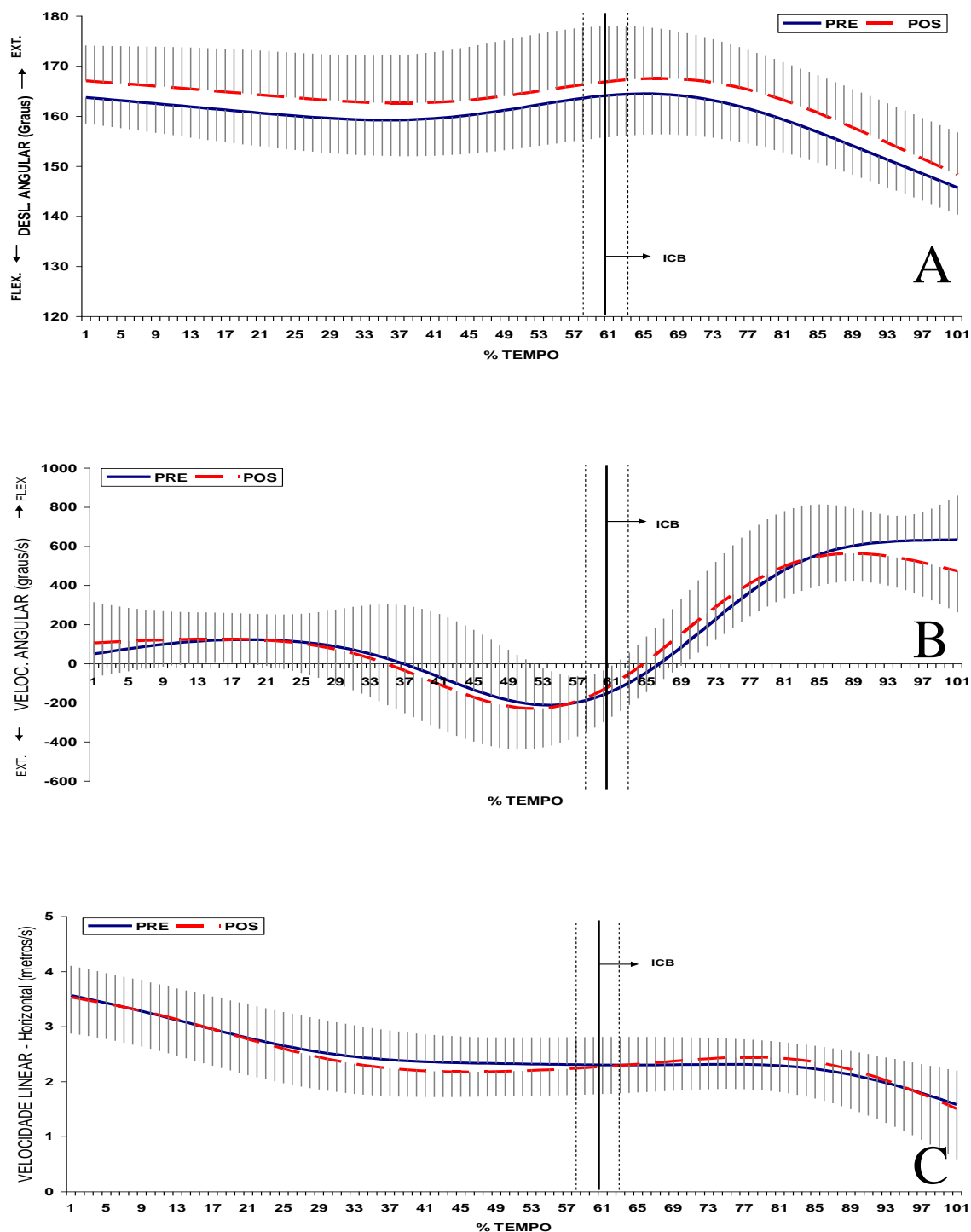
**Figura 8:** VELOCIDADE LINEAR DA BOLA

NOTA: As linhas finas representam os desvios padrão. Para facilitar a leitura, um desvio acima foi plotado para uma condição enquanto um desvio abaixo para outra condição.



### 4.3.1 Deslocamentos e velocidades angulares e lineares

**FIGURA 9:** Deslocamentos (A), Velocidades Angulares (B) e Lineares do Quadril (C)



NOTA: As linhas finas representam os desvios padrão. Para facilitar a leitura, um desvio acima foi plotado para uma condição enquanto um desvio abaixo para outra condição.

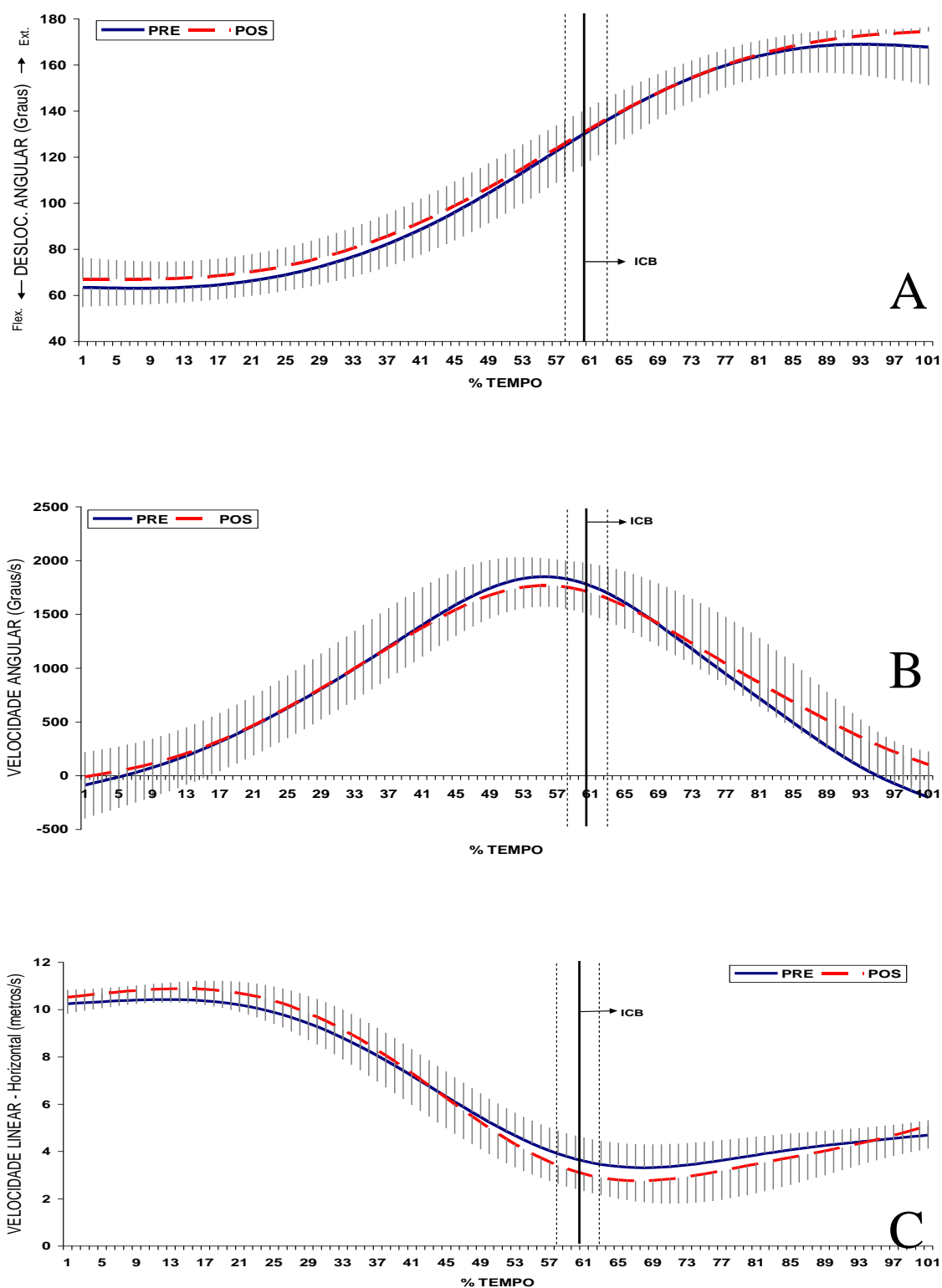
Legenda: ICB – Instante do contato com a bola, média e desvio padrão; representados pelas três linhas verticais, respectivamente

Através da figura 9 pode-se observar o deslocamento angular do quadril durante o chute nas condições antes da fadiga e após a fadiga. Após a fadiga o quadril realizou maior extensão desta articulação ( $p < 0,05$ ). Esta variável foi representada pela sigla (DAQmáx). A velocidade angular não apresentou diferença significativa ( $p > 0,05$ ). Em ambas as condições a articulação do quadril apresentou um aumento da velocidade angular seguido de uma diminuição nesta velocidade antes do contato com a bola. A velocidade linear do quadril também não apresentou diferença significativa nas diferentes condições. Após contato do pé de apoio no solo, esta variável diminuiu até o contato do pé com a bola.

A figura 10 ilustra o comportamento do joelho, deslocamento, velocidade linear e angular, nas diferentes condições. Conforme a tabela 5, houve diferença significativa no deslocamento, na variável DAJ mín, que significa mínimo deslocamento angular do joelho ou ângulo de flexão do joelho. Após a fadiga o joelho apresentou uma menor flexão em relação ao chute na condição pré fadiga ( $p < 0,05$ ).

A máxima velocidade angular do joelho apresentou diferença significativa nos instantes antes e após a fadiga. Após exercício, a velocidade angular do joelho diminuiu ( $p < 0,05$ ). Pôde-se verificar que o instante da máxima velocidade angular do joelho permaneceu inalterado.

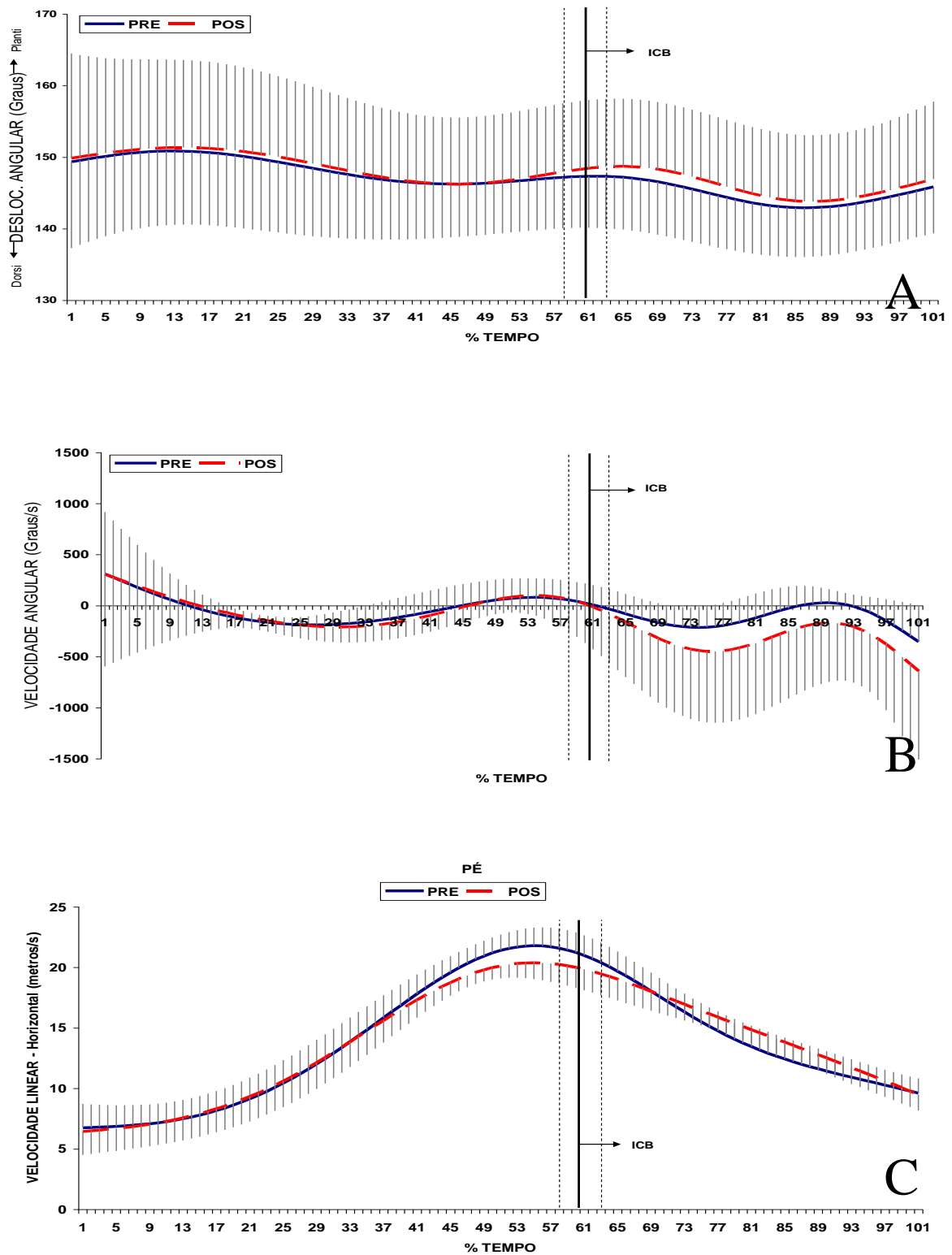
A velocidade linear do joelho não apresentou diferenças significativas. Em ambas condições esta variável apresentou uma diminuição em seu valor até o contato com a bola.

**FIGURA 10:** Deslocamento(A), Velocidades Angulares(B) e Lineares Joelho (C)

NOTA: As linhas finas representam os desvios padrão. Para facilitar a leitura, um desvio acima foi plotado para uma condição enquanto um desvio abaixo para outra condição.

Legenda: ICB – Instante do contato com a bola, média e desvio padrão; representados pelas três linhas verticais respectivamente.

**FIGURA 11:** Deslocamento(A), Velocidade Angular(B) do Tornozelo e Linear do Pé(C)

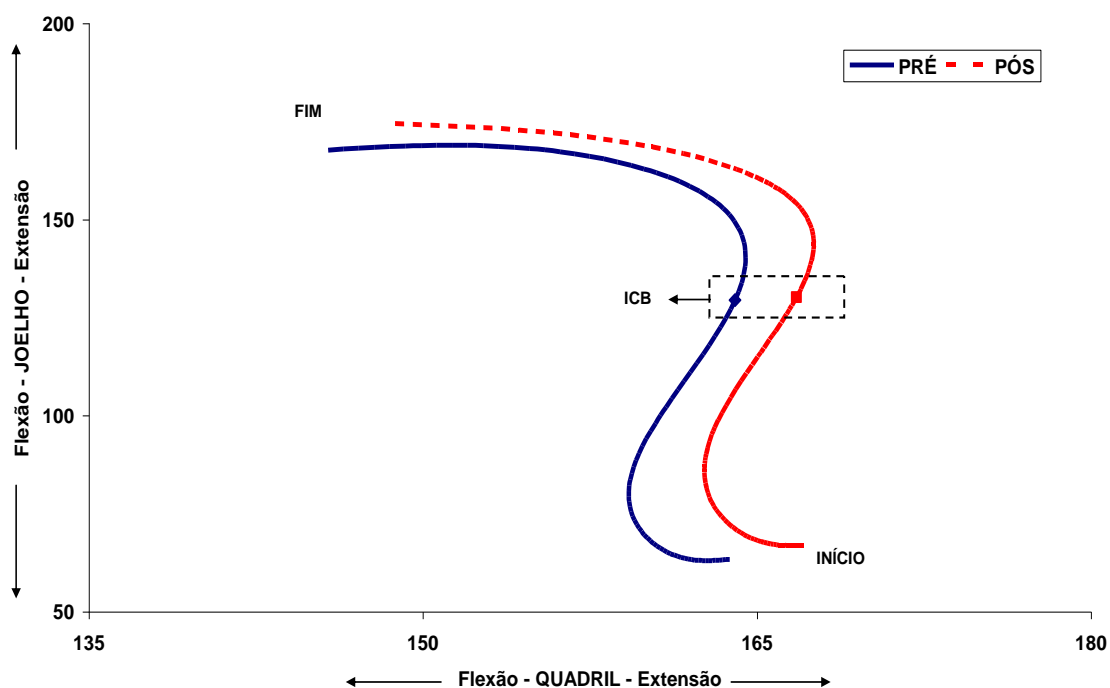


NOTA: As linhas finas representam os desvios padrão. Para facilitar a leitura, um desvio acima foi plotado para uma condição enquanto um desvio abaixo para outra condição. Legenda: ICB – Instante do contato com a bola, média e desvio padrão; representados pelas três linhas verticais, respectivamente.

A figura 11 ilustra o comportamento do tornozelo através do deslocamento e velocidade angular e comportamento do pé através da velocidade linear, nas diferentes condições. Embora os dados destas variáveis tenham tido muita variabilidade entre os participantes da pesquisa, conforme tabela 5, verifica-se que o tornozelo não apresentou diferença significativa no deslocamento e velocidade angular nos instantes pré e pós fadiga ( $p>0,05$ ). A velocidade linear do pé apresentou diferença significativa em seu máximo valor e no valor no instante do contato com a bola. Na tabela 5, estas variáveis estão representadas pelas siglas MVLP e VLPc. O instante do pico máximo da velocidade linear permaneceu inalterado após fadiga.

Na figura 12 pode-se observar o deslocamento angular do joelho em função do deslocamento angular do quadril na condição pré e pós fadiga, onde é possível identificar diferenças significativas no deslocamento do joelho, que apresentou menor flexão, a qual foi acompanhada de uma maior extensão do quadril ( $p<0,05$ ).

**FIGURA 12: DESLOCAMENTO ANGULAR QUADRIL E JOELHO**



Legenda: ICB – Instante do contato com a bola

#### 4.4 RELAÇÃO FUNÇÃO MUSCULAR E ALTERAÇÕES CINEMÁTICAS

Observa-se através da tabela 7, as correlações entre as variáveis da função muscular (pico de torque e taxa de desenvolvimento de torque) com as diferenças das variáveis cinemáticas que apresentaram modificações significativas ( $p < 0,05$ ).

As variáveis de pico de torque e taxa de desenvolvimento de torque dos músculos extensores do quadril (ExtQ), apresentaram correlação negativa ( $p < 0,05$ ) com a diferença ocorrida na velocidade linear do pé no instante do contato com a bola (VLPc). O pico de torque dos músculos flexores do joelho (FxJ), também apresentou correlação negativa ( $p < 0,05$ ) com a diferença na variável cinemática (VLPc). A taxa de desenvolvimento de torque dos músculos flexores do joelho (FxJ) apresentou correlação negativa ( $p < 0,05$ ) com a diferença no deslocamento angular mínimo do joelho (DAJmín) e correlação positiva ( $p < 0,05$ ) com a diferença da máxima velocidade angular do joelho (MVAJ).

**Tabela 7: CORRELAÇÃO DO TORQUE COM DIFERENÇAS CINEMÁTICAS**  
**NÍVEIS DE TORQUE X DIFERENÇAS CINEMÁTICAS**

		DIF DAQ max	DIF DAJmin	DIF MVAJ	DIF MVLP	DIF VLPc	DIF MVLB
Torque	FxQ	-0.35	0.21	0.40	-0.08	-0.52	-0.40
Taxa	FxQ	-0.35	0.19	0.46	-0.12	-0.46	-0.49
Torque	ExtQ	0.39	0.63	-0.62	-0.62	<b>-0.65*</b>	0.16
Taxa	ExtQ	0.41	0.38	-0.26	-0.41	<b>-0.64*</b>	-0.27
Torque	FxJ	0.08	0.55	-0.10	-0.57	<b>-0.78*</b>	-0.20
Taxa	FxJ	-0.33	<b>-0.66*</b>	<b>0.76*</b>	0.55	0.43	-0.18
Torque	ExtJ	-0.56	0.52	0.11	-0.12	-0.16	0.12
Taxa	ExtJ	-0.59	0.47	0.22	-0.14	-0.32	0.12
Torque	Plant	0.45	-0.30	0.21	0.10	-0.23	-0.46
Taxa	Plant	0.41	-0.36	0.27	0.14	-0.18	-0.48
Torque	Dorsi	-0.11	-0.35	0.46	0.49	0.03	-0.40
Taxa	Dorsi	-0.23	-0.29	0.53	0.53	0.20	-0.32

Legenda: DAQmax – Deslocamento angular máximo do quadril, **DAJmin**- Deslocamento angular mínimo do joelho, **MVAJ**-Máxima velocidade angular joelho; **MVLP**-Máxima velocidade linear do pé; **VLPc**-Velocidade linear do pé no contato; **MVLB**-Máxima velocidade linear da bola.

\* ( $p < 0,05$ )

## 5. DISCUSSÃO

Este estudo teve como objetivo analisar as variáveis de controle e coordenação no desempenho do chute no futebol sob fadiga. O estudo partiu da premissa que ocorreria alterações nas variáveis cinemáticas e queda no desempenho. Assim, foi preciso determinar estas possíveis alterações e correlacionar com os níveis de torque e taxa de desenvolvimento de torque dos participantes.

### 5.1 Função muscular

Os torques e taxas de desenvolvimento de torque foram avaliados nas articulações do quadril, joelho e tornozelo e os maiores valores foram apresentados na articulação do quadril, seguido do joelho e tornozelo conforme demonstrado na figura 6.

Quando comparado os valores de torque do presente estudo com dados normativos de força isocinética, se verificou valores semelhantes nos valores de torque do joelho (Freedson, 1993; Borges, 1989). Valores diferentes no quadril e tornozelo podem ser explicados devido à velocidade da contração, posição e comprimento muscular e consequentemente número de unidades motoras recrutadas em função do tempo.

A comparação dos resultados do presente estudo com outros deve ser vista com cautela, uma vez que os resultados de contrações isométricas tendem a ser menores do que aqueles encontrados em contrações concêntricas. Assim, a ausência de dados normativos de contração isométrica voluntária máxima na literatura induz o presente estudo a comparar os resultados encontrados com outros tipos de contração, onde a velocidade é menor. Todavia, Borges (1989), não encontrou diferença significativa entre contrações isométricas e isocinéticas de 280 sujeitos ativos.

Para Cahalan et al., (1989), os valores normativos de torque para homens nos movimentos de flexão e extensão do quadril foram de 152 Nm e 177 Nm respectivamente, sendo medidos numa velocidade baixa de 30°/s. Esses valores

foram distintos dos dados da força isométrica do quadril coletados neste estudo, os quais foram de 267,8 Nm para flexão e 577,4 Nm para extensão.

Em torques gerados na articulação do joelho, Freedson et al., (1993), avaliou 3345 homens ativos e reportou dados normativos para homens (< 21 anos), mensurados numa velocidade de 60°/s. Os flexores do joelho apresentaram um torque médio de 163,7 Nm e os extensores do joelho um valor médio de 255,2 Nm. Para Borges (1989), o valor médio do torque dos extensores do joelho, medido numa velocidade de 90°/s, foi de 231Nm. No estudo de Aprianono et al., (2006), foi medido o torque numa velocidade de 30°/s e foram reportados valores de 220,5 Nm para extensores do joelho e 145,3 Nm para flexores. No presente estudo os torques foram de 149,9 para flexão e 234,4 para extensão. Os dados coletados foram similares aos da literatura, independentemente do tipo de contração realizada. Nos torques de dorsi flexão e planti flexão do tornozelo os valores de 43,8 Nm para dorsi e 58,5 para planti foram diferentes quando comparados aos torques isocinéticos relatados por Fugl-Meyer et al., (1980) numa velocidade de 30°/s, onde foram reportados torques de 33 Nm para dorsi flexão e 126 Nm para planti flexão.

## 5.2 Protocolo de fadiga

O protocolo de fadiga (*Yo-Yo Intermittent Recovery – Level 2*) mostrou ao seu final que a frequência cardíaca elevou significativamente ( $p < 0,05$ ). De acordo com Krstrup et al., (2006), a frequência cardíaca na exaustão indica que o presente protocolo foi capaz de induzir um estresse metabólico importante.

O valor médio da distância percorrida no teste, foi de 648 metros, o qual correspondeu a um valor médio de 16, 2 *sprints*. Bangsbo et al., (2008) cita que o resultado do teste através da distância percorrida, pode variar conforme posicionamento do jogador em campo, nível competitivo da equipe e período da fase de preparação. Krstrup et al., (2006) verificou as distâncias percorridas por defensores ( $985 \pm 43$ ), laterais ( $984 \pm 41$ ), volantes ( $968 \pm 48$ ) atacantes ( $894 \pm 47$ ) e goleiros ( $602 \pm 27$ ). Estas considerações referentes ao posicionamento dos jogadores em campo não foram feitas e constituem uma limitação do presente estudo.



### 5.3 Desempenho

Neste estudo o desempenho do chute foi avaliado através da velocidade linear horizontal da bola. Segundo Manolopoulos et al., (2006) e Lees e Nolan (1998) esta medida é um dos mais importantes indicadores de sucesso no chute do futebol. Alguns autores estudaram a velocidade linear da bola, Aprianono et al., (2006), verificou valores de 28,4 m/s, Nunome et al., (2006) relatou 32,1 m/s, Barfield et al.,(2002) 25,3 m/s, Mognoni et al.,(1994) 23,6 m/s, Narici et al.,(1988) 20,0 m/s, Opavsky et al.,(1988) 30,8m/s. Estes valores foram menores comparado aos valores deste estudo, provavelmente devido às diferenças no volume e intensidade do treinamento, onde nesta amostra foram utilizados atletas que treinavam todos os dias e praticavam futebol regularmente há um tempo médio de 10 anos.

No presente estudo, a máxima velocidade linear da bola diminuiu significativamente em 5,4% após fadiga ( $p < 0,05$ ). Isto confirmou que a fadiga afeta diretamente o desempenho do chute no futebol e foi de acordo com o estudo de Kellis et al., (2006), que demonstrou uma diminuição na velocidade linear da bola de 11,8%, após um protocolo de fadiga de exercício intermitente. Esta diferença pôde ser atribuída ao tipo de protocolo de fadiga utilizado entre as pesquisas.

### 5.4 Avaliação cinemática do chute antes e após fadiga

Os dados cinemáticos nas condições antes e depois da fadiga, foram divididos em variáveis espaciais (absolutas) e temporais (relativas). Variáveis espaciais ou absolutas foram referentes aos valores dos deslocamentos angulares, das velocidades angulares e velocidades lineares. Variáveis temporais ou relativas foram referentes aos instantes do contato do pé com a bola e aos instantes das máximas velocidades angulares e lineares.

Desta forma, coordenação pode ser definida como os movimentos relativos entre os segmentos e um implemento a ser interceptado, enquanto controle como a habilidade adquirida de um indivíduo variar os parâmetros que definem os padrões motores, tais como força, velocidade e duração do movimento, para se ajustar às restrições específicas da tarefa. (NEWELL, 1985). Observou-se neste estudo, que após protocolo de fadiga, as variáveis temporais não sofreram alterações

significativas ( $p > 0,05$ ), e a seqüência próximo-distal dos instantes das máximas velocidades se manteve estável. Assim, a hipótese  $H_1$  foi rejeitada. Sugere-se que as mesmas estratégias de movimento seguidas em diferentes condições indicam uma estabilidade dos padrões de movimento após fadiga, onde foram mantidos inalterados os parâmetros coordenativos do chute no futebol. Tais achados confirmam as conclusões de outros estudos experimentais e simulações, que demonstraram que a execução de movimentos explosivos depende de padrões pré-programados de ativação muscular. (BOBBERT e VAN SOEST, 1994; RODACKI et al., 2001). Assim, pode-se admitir que o padrão coordenativo do chute não foi afetado pela fadiga, sugerindo que a coordenação possui um estereótipo estável de ações relativas entre os segmentos. Rodacki et al., (2002) demonstraram que o salto vertical segue um padrão de organização relativamente estável sob condições de fadiga, o que evidenciou que a organização deste movimento não é sensível a mudanças na capacidade dos músculos de gerar força. Segundo Psek e Cafarelli (1993), movimentos explosivos são controlados por um “*common drive*”, ou seja, um mecanismo central gerador de padrões de movimento que desconhece as propriedades contráteis dos atuadores.

Há evidências na literatura que afirmam que os efeitos da fadiga sobre a coordenação motora dependem da natureza da tarefa, ou seja, movimentos contínuos ou explosivos podem ter efeitos diferentes sob fadiga. Bonnard et al., (1994) reportaram duas estratégias de reorganização do padrão de ativação muscular em pequenos saltos contínuos, prolongados por vários minutos. Forestier e Nougier (1998) verificaram diferenças na coordenação do arremesso de precisão sob condição de fadiga, a fim de manter o desempenho. Estes dados diferem dos resultados do presente estudo, que avaliou o chute no futebol.

Embora as variáveis de coordenação (tempos relativos) não tenham sido influenciadas pela fadiga, pôde-se notar que as variáveis de controle do movimento apresentaram modificações após fadiga. Dessa forma, pode ser aceita a hipótese  $H_2$ .

Nos deslocamentos angulares máximos e mínimos, nota-se que o quadril apresentou maior extensão ( $DAQ_{max}$ ) e no joelho houve menor flexão ( $DAJ_{min}$ ) após protocolo de fadiga. Na figura 12 pode-se notar de maneira qualitativa que embora tenha ocorrido modificações angulares no quadril e joelho, o padrão de movimento do quadril em relação ao joelho, ocorre de maneira similar. De acordo

com o estudo de Anderson e Sidaway (1994), o joelho realiza menor flexão em indivíduos sem prática e isto indica que após fadiga, verificado no presente estudo, esta habilidade pode ser comparada a indivíduos inexperientes.

No quadril, houve maior extensão após fadiga e estes achados indicam que a maior inclinação da pelve para trás em condição de fadiga, pode ter sido uma estratégia compensatória para contribuir para uma melhor transferência de energia entre as articulações para proporcionar maior velocidade na extensão do joelho. Isto pode ser explicado pela potencialização da contribuição do músculo reto femoral sobre a velocidade angular de extensão do joelho. Van Ingen Schenau et al., (1990) sugerem que quando um segmento proximal está se movendo e um músculo biarticular se contrai isometricamente, uma energia adicional pode ser transportada deste segmento proximal para o segmento distal adjacente através de uma ação “ligamentar” deste músculo. O modelo biomecânico empregado pode ter influenciado os resultados de alguns estudos, pois empregam o segmento do tronco para determinar os movimentos do quadril e negligenciam movimentos de anterversão e retroversão pélvica.

Kellis et al., (2006) também verificou efeitos da fadiga na biomecânica do chute, o qual reportou deslocamentos angulares do quadril no instante do contato do pé com a bola (DAQc) similares aos encontrados no presente estudo. No joelho, o ângulo apresentado no instante do contato com a bola também foi similar aquele apontado por Kellis et al., (2006) e demonstra que a angulação do joelho e quadril não é alterada no instante do contato com a bola em condições de fadiga.

Na máxima velocidade angular do joelho houve uma queda após protocolo de fadiga de 6,4% e foi similar ao estudo de Andrade et al., (2004) que comparou tanto novatos como experientes sob fadiga, o qual este parâmetro absoluto do movimento também foi reduzido. Kellis et al., (2006) encontrou uma diminuição na velocidade angular do joelho de 10,5% após fadiga, especificamente no instante do contato com a bola. Provavelmente esta redução na velocidade angular do joelho reflete a fadiga do mecanismo extensor (quadríceps) exigido na corrida.

A máxima velocidade linear do pé (MVLp) e velocidade linear do pé no instante do contato com a bola (VLpC) também apresentaram diminuição na condição após fadiga, houve redução de 3,3% na máxima velocidade e de 4,4% na velocidade no contato com a bola. Estes achados corroboram com Kellis et al. (2006), que reportou queda na velocidade linear do pé de 7,4% após fadiga. Tais

achados indicam que a diminuição na velocidade angular do joelho, decorrente da fadiga, causa a redução da máxima velocidade linear do pé e as maiores amplitudes de flexão do joelho contribuíram para maior velocidade angular do joelho, maior velocidade linear do pé e conseqüentemente maior velocidade linear da bola na condição pré fadiga, permitindo aceitar a hipótese H3. Assim, pode-se afirmar que a amplitude articular é um importante aspecto de controle na coordenação intra-segmentar e que alteração no parâmetro de velocidade angular do joelho, influencia a velocidade do pé e altera o desempenho do chute com redução da máxima velocidade linear da bola.

Estas modificações poderiam ser atribuídas a alterações na função do sistema neuromuscular e capacidade de gerar força, a qual pode ter alterado os mecanismos do desempenho do chute no futebol. Segundo Aprianono et al., (2006) que verificou o desempenho do chute após fadiga localizada de músculos da coxa, a fadiga muscular específica não apenas diminuiu a habilidade de gerar força, mas também prejudicou a ação efetiva da interação de segmentos durante a fase final do chute. Isto foi atribuído a uma coordenação inter-segmentar deficitária. No estudo de Mognoni et al., (1994), torques musculares nos extensores do joelho foram maiores no membro não dominante, porém a velocidade da bola foi maior no membro dominante, indicando que nem sempre a relação entre torque e velocidade é estatisticamente significativa.

#### 5.5. Relação dos níveis de pico de torque e taxa de desenvolvimento de torque com diferenças cinemáticas

Nenhum outro estudo verificou a correlação dos níveis de torque e taxa de desenvolvimento de torque com as mudanças nas variáveis cinemáticas do chute sob efeito de fadiga. Esperava-se encontrar uma relação negativa entre o pico de torque e a taxa de desenvolvimento de torque com o desempenho no chute, ou seja, quanto maiores os níveis de pico de torque e a taxa de desenvolvimento de torque, menores seriam as diferenças nas variáveis cinemáticas entre as condições experimentais. Isto foi confirmado para os músculos extensores do quadril e para os flexores do joelho em relação às diferenças nas variáveis de velocidade linear do pé no contato (VLPc) e deslocamento angular mínimo do joelho (DAJmín), respectivamente. Assim, nestas observações pôde ser aceita a hipótese H4.

Os níveis de pico e taxa de desenvolvimento de torque dos músculos extensores do quadril pareceram serem fundamentais na manutenção da velocidade linear do pé no instante do contato com a bola (VLPc). Isto está relacionado com a função destes músculos na retroversão pélvica, ou seja, na extensão do quadril no instante do contato com a bola, favorecendo um alongamento prévio do músculo reto femoral e gerando energia elástica através do ciclo alongamento-encurtamento (PRENTICE et al., 2003), a qual é transferida gerando um aumento na velocidade da perna e conseqüentemente do pé. Do mesmo modo, o pico de torque dos flexores do joelho se mostraram importantes para preservar a velocidade linear do pé no contato (VLPc), visto que também auxilia a extensão do quadril no instante do contato com a bola e propicia a mesma transferência de energia para o pé, o qual é importante no desempenho do chute.

Este estudo indicou que quanto maior a taxa de desenvolvimento de torque dos flexores do joelho maior a manutenção de flexão no joelho (DAJmin), sendo estes músculos responsáveis pela regulação do deslocamento gerado pela ação dos extensores do joelho, atuando no papel de antagonista deste movimento. Houve correlação positiva entre os valores da taxa de desenvolvimento de torque dos flexores do joelho com a diferença apresentada na máxima velocidade angular do joelho (MVAJ), indicando que quanto maior a taxa destes músculos, maior foi a diferença nesta velocidade. Neste caso a hipótese H4 foi rejeitada e isto pode ser explicado devido ao protocolo de fadiga que utilizou a corrida, possivelmente onde fadigando mais intensamente os extensores do joelho (quadríceps) do que os flexores (ísquios tibiais). Desta forma, entende-se que a relação entre a atividade dos agonistas e antagonistas é modificada, favorecendo uma diminuição na resultante do movimento. Este entendimento baseia-se na informação de que os flexores (ísquios tibiais) são acionados quando tem o papel de antagonista no movimento, reportado por vários estudos.

Alguns autores relatam que o momento articular gerado pela ativação antagonista dos músculos ísquios tibiais, contribui para contrabalancear as forças de deslizamento anterior. (Kellis et al., 1997;1999; Aagaard et al.,2000; Baratta et al., 1988). De acordo com Basmajian e De Luca (1985), os movimentos balísticos executados a velocidades elevadas, presentes em condições reais da prática esportiva, apresentam um padrão de três fases de ativação dos músculos agonistas e antagonistas, inicial onde revela elevada ativação agonista com silêncio antagonista,

possibilitando aumento da velocidade do segmento, fase intermediária caracterizada por redução da ativação agonista e incremento da ativação antagonista e fase final que ocorre elevada ativação agonista e antagonista, permitindo a diminuição da velocidade do segmento e a cessação do movimento.

Assim, o papel da co-ativação muscular parece estar relacionado com aumento e diminuição da velocidade do segmento além do fator de estabilização articular. Esta ativação parece ser mediada através de mecanismos centrais e/ou periféricos (Aagaard et al., 2000; Baratta et al., 1988; Solomonow et al., 1987). Aagaard et al., (2000) sugerem que a extensão voluntária do joelho, realizada com intensidade máxima, representa uma circunstância na qual o momento articular antagonista gerado pelos músculos ísquios tibiais pode ser antecipado, através de mecanismos de mediação central, para regular o estresse tensional na articulação. Isto parece estar de acordo com a hipótese de condução neural comum, a qual o sistema nervoso central controla de forma sistemática e coordenada um grupo ou grupos de unidades motoras, não só de músculos agonistas como também de músculos antagonistas. Este mecanismo parece estar presente em alguns movimentos, especialmente quando existe incerteza sobre a tarefa motora requerida, ou durante a antecipação de resposta neuromuscular compensatória. (DE LUCA et al., 1987). Psek e Cafarelli, (1993) reportam que em condições isométricas, a co-ativação do músculo bíceps femoral aumentou com a fadiga do músculo vasto lateral. Rothmuller e Cafarelli (1995); Weir et al., (1998), observaram que a co-ativação muscular dos ísquios tibiais não alterou pós fadiga, também sugerindo que isto provém de um mecanismo central.

## 6. CONCLUSÃO

Este estudo teve como objetivo analisar o desempenho e a coordenação do chute no futebol em sujeitos experientes antes e após fadiga e correlacionar modificações nas variáveis cinemáticas com níveis de torque e taxa de desenvolvimento de torque.

Os resultados achados indicam que o desempenho do chute no futebol é afetado diretamente sob efeito da fadiga e que isto é ocorrido devido às alterações nas variáveis de controle como deslocamento do quadril e joelho, velocidade angular do joelho e velocidade linear do pé. Foi verificado que a coordenação, através das variáveis temporais, não apresentou modificações sob fadiga. Estes resultados apontam que os indivíduos experientes apresentam as mesmas estratégias de movimento nas diferentes condições e confirma o que outros autores citam para outras habilidades motoras, onde a organização do movimento não foi sensível a mudanças na capacidade dos músculos de gerar força. Tais achados evidenciam que a coordenação do chute segue um estereótipo consistente de organização relativa entre os segmentos e que tal organização não é afetada pela fadiga.

As diferenças ocorridas nas variáveis de parâmetros de controle do movimento apresentaram correlações negativas com os níveis de pico de torque e taxa de desenvolvimento de torque dos músculos extensores do quadril e flexores do joelho. Isto quer dizer que quanto maiores os níveis de torque destes músculos, menores foram as diferenças no desempenho do chute. Estes resultados indicaram que funções musculares responsáveis pela extensão do quadril no instante do chute, bem como a ação antagonista dos ísquios tibiais através da co-contração na extensão do joelho, são fatores que interferem o desempenho desta tarefa.

Estudos com maior amostragem e que analisem aspectos cinéticos e eletromiográficos durante a habilidade são necessários para investigar tais relações.

## REFERENCIAS

AAGAARD, P., SIMONSEN, E., ANDERSEN, J., MAGNUSSON S., HALKJAER-KRISTENSEN J., DYHRE-POULSEN, P., Neural inhibition during maximal eccentric and concentric quadriceps contraction: effects of resistance training. **Journal of Applied Physiology** 89:104-8.

AAGAARD, P. et al. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. **Journal of Applied Physiology**. 93: 1318-1326, 2002.

ABERNETHY, P., WILSON, G., LOGAN, P. Strength and power assessment. Issues. Controversies and challenges. **Sports Medicine** 19 (6): 401-17, 1995.

ABDEL-AZIZ, Y.I.; KARARA, H. M. Direct Linear Transform From Comparator Coordinates Into Object Space Coordinates in Close-Range **Photogrammetry, Proceedings of the AUI/UI Symposium on Close-Range Photogrammetry**, Urbana, 1-18, 1971.

ANDERSON, D I; SIDAWAY, B. Coordination Changes Associated With Practice of a Soccer Kick. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, 65(2): 93-99, 1994.

ANDRADE, S. L.; RODACKI, A. L. F. **Coordenação do chute do futebol sob condições de fadiga em sujeitos novatos e experientes**. 2004. Dissertação (mestrado em educação física). Universidade Federal do Paraná, Curitiba: 2004.

APRIANTONO, T., NUNOME, H., IKEGAMI, Y., SANO, S., The effect os muscle fatigue on instep kicking kinetics and kinematics in association football. **Journal of Sports Sciences**. 24: 951-960, 2006.

BANGSBO, J. Energy demands in competitive soccer. **Journal of Sports Sciences**, 12: S5-S12, 1994.

BANGSBO, J.; K. MADSEN; B. KIENS; E.A. RICHTER. Effect of muscle acidity on muscle metabolism and fatigue during intense exercise in man. **Journal of Physiology**. 495: 587-596, 1996.

BANGSBO, J.; IAIA F. M.; KRUSTRUP, P. The yo-yo intermittent recovery test: a useful toll for evaluation of physical performance in intermittent sports. **Sports Medicine**, 38(1): 37-51, 2008

BARATTA, R., SOLOMONOW, M., ZHOU, B., LETSON, D., CHUINARD, R., D'AMBROSIA, R., Muscular coactivation. The role of antagonist musculature in maintaining knee stability. **American Journal of Sports and Medicine** 16:113-122, 1988.

BARFIELD, W. R. Effects of selected kinematic and kinetic variables on instep kicking with dominant and non-dominant limbs. **Journal of Human Movement studies**. 29: 251-272, 1995.



BARFIELD, W R; KIRKENDALL, D T; YU, B. Kinematic instep kicking differences between elite female and male soccer players. **Journal of Sports Science and Medicine**, 1: 71-79, 2002.

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

BASMAJIAN, J., DE LUCA, C., **Muscle alive, their functions revealed by electromyography**. 5ed. Baltimore: Williams e Wilkins.

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

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

BOBBERT, M. F.; VAN INGEN SCHENAU, G. J. Coordination in vertical jumping. **Journal Biomechanics**, 21(3): 249-262, 1988.

BOBBERT, M. F.; VAN SOEST, A.J. Effects of muscle strengthening on vertical jump height: a simulation study. **Medicine Science and Sports Exercise** 26: 1012-1020, 1994.

BONNARD, N. et al. Different strategies to compensate for the effects of fatigue revealed by neuromuscular adaptation processes in humans. **Neuroscience Letters**, 166: 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.

BRUGGEMANN, G. Influence of fatigue on lower extremity function. XIV Symposium on Biomechanics in sports. Abrantes **J Funchal Portugal** 1996.

BUNN, J. W. **Scientific principles of coaching**. Practice-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.

CHAO, E. Y. S. Justification of triaxial goniometer for the measurement of joint rotation. **Journal of Biomechanics**. 13: 989-1006, 1980.

CLARK, J. E.; PHILLIPS, S. J.; PETERSEN, R. Developmental stability in jumping. **Developmental Psychology**, 24(6): 929-935, 1989.

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**, 18: 703-714, 2000.

DE LUCA, C., MAMBRITO, B., Voluntary control of motor units in human antagonist muscles: coactivation na reciprocal activation. **Journal of Neurophysiology**, 58:525-42, 1987.

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

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.

DÖRGE, H. C. et al. Biomechanical differences in soccer kicking with the preferred and non-preferred leg. **Journal of Sports Sciences**, 20: 293-299, 2002.

DUCHATEAU, J.; HAINAUT, K. Electrical and mechanical failures during sustained and intermittent contractions in humans. **Journal of Applied Physiology**. 58: 942-947, 1985.

DUTTTA P. & SUBRAMANIAM, S. Effect of six weeks of isokinetic strength training combined with skill training on soccer kicking performance. In: Sprinks, W., Reilly, T., **Science on Soccer IV** London: Taylor & Francis, 2002.

ENOKA, R. M. **Neuromechanics of human movement**. 3. ed. Champaign: Human Kinetics, 2002.

FORESTIER, N.; NOUGIER, V. The effects of muscular fatigue on the coordination of a multi-joint movement in human. **Neuroscience Letters**, 252: 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.

GRUBER, M.; GOLLHOFER, A. Impact of sensorimotor training on the rate of force development and neural activation. **European Journal of Applied Physiology**. 92: 98-105, 2004.

HUDSON, J L. Co-ordination of segments in vertical jump. **Medicine and Science in Sport and Exercise**, 18 (2): 242-251, 1986.

ISOKAWA, M. & LEES, A., A biomechanical analysis of the instep kick motion in soccer. In: Reilly, T., Lees, A., Davids, K., Murphy, W. J., eds. **Science and football**. London: E & FN Spon, 1988.

KELLIS, E., BALTZOPOULOS, V., The effects of antagonist moment on the resultant knee joint moment during isokinetic testing of the knee extensors. **European Journal Applied Occup Physiology** 76:253-9, 1997.

KELLIS, E., BALTZOPOULOS, V., The effects of the antagonist muscle force on intersegmental loading during isokinetic efforts of the knee extensors. **Journal of Biomechanics** 32: 19-25, 1999.

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

KELLIS, E., KATIS, A., VRABAS, I. S. Effects of an intermittent exercise fatigue protocol on biomechanics of soccer kick performance. **Scandinavian Journal of Medicine & Science Sports**, 16: 334-344, 2006.

KRUSTRUP, P; MOHR, M.; NYBO, L.; JENSEN, J.; NIELSEN, J.; BANGSBO, J. The yo-yo IR2: Physiological response, reliability and application to elite soccer. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. 38(9): 1666-1673, 2006.

KUKULKA, C. G.; CLAMANN, H. P. Comparison of the recruitment and discharge properties of motor units in human brachial biceps and adductor pollicis during isometric contractions. **Brain Research**. 219 (1): 45-55, 1981.

LEES, A; NOLAN, L. The biomechanics of soccer: a review. **Journal of Sports Sciences**, 16: 211-234, 1998.

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

LEES A.; NOLAN, L. Three-dimensional kinematic analysis of the instep kick under speed and accuracy conditions. In: SPINKS, W; REILLY, T. e MURPHY, A. **Science and Football IV**. London: Routledge, 2002.

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

MADIGAN, M., PIDCOE, P., Changes in landing biomechanics during a fatiguing landing activity. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. 13: 491-498, 2003.

MANOLOPOULOS, E., PAPADOPOULOS, C., KELLIS, E. Effects of combined strength and kick coordination training on soccer kick biomechanics in amateur players. **Scandinavian Journal of Science Sports**, 2006.

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

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

MC ARDLE, W. D.; KATCH, F.I.; KATCH, V.L. **Fisiologia do exercício, energia, nutrição e desempenho humano**. São Paulo: Guanabara Koogan, 1998.

MC LEAN, B. D., TUMILTY, D. McA., Left-right assymetry in two types of soccer kick. **British Journal of Sports Medicine**, 27(4): 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: 357-361, 1994.

NARICI, M.; SIRTORI, M.; MOGNONI, P. Maximal ball velocity and peak torques of hip flexor and knee extensor muscles. **Science and football**. London: E & FN Spon 429 – 33. 1988.

NELSON, A.G. Supramaximal activation increases motor unit velocity of unloaded shortening. **Journal of Applied Biomechanics**. 12: 285-291, 1996.

NICOL, C., KOMI, P., MARCONNET, P., Fatigue effect of marathon running on neuromuscular performance – I. Changes in muscle force and stiffness characteristics. **Scandinavian Journal Medicine Science Sports**: 1: 10-17, 1991.

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** 24: 529-541, 2006.

OPAVSKI, P. An investigation of linear and angular kinematics of the leg during two types of soccer kick. In: Reilly, T., Lees, A. Davids, K., Murphy WJ, eds. **Science and football**. London: E & FN Spon, 1988.

PHILIPS, S.J., Invariance of elite kicking performance. In **Biomechanics IX-B** (editado por Winter), 539-542. Champaign, IL: Human Kinetics, 1985.

PIRES, K. J.; GROSSO, D.B. Correlação entre a fadiga subjetiva e objetiva na eletroestimulação neuromuscular. **Fisioterapia Brasil**. V.3 julho/agosto, 2002.

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.

PRENTICE, W. E.; VOIGHT, M. L. **Técnicas em reabilitação musculoesquelética**. Porto Alegre: Artmed, 2003.

PSEK, J. A.; CAFARELLI, E. Behaviour of coactive muscles during fatigue. **Journal of Applied Physiology** 74: 170-175, 1993.

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.

PUTNAM, C. A., Sequential motions of body segments in striking and throwing skills: descriptions and explanations. **Journal of Biomechanics**, 26: (suppl. 1) 125-135, 1993.

RAHNAMA, N., REILLY, T., LEES, A., GRAHAM-SMITH, P. Muscle fatigue induced by exercise simulating the work rate of competitive soccer. **Journal of Sports Sciences**: 21: 993-942, 2003.

REILLY, T., **Science and Soccer**. London: Spon Press, 2002.

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

RODACKI, A; FOWLER, N E; BENNETT, S J. Vertical jump coordination: fatigue effects. **Medicine and Science in Sport and Exercise**, 34 (1): 105-116, 2002.

ROTHMULLER, C., CAFARELLI, E., Effect of vibration on antagonist muscle coactivation during progressive fatigue in humans. **Journal of Physiology** (Lond) 435:857-864, 1995.

SANTIAGO, P.R., MOURA, F., WISIAK, M., BARBIERI, F.A., LIMA Jr, R., THOMAZ, T., CUNHA, S., **XI Congresso Brasileiro de Biomecânica – Anais** – João Pessoa-PB, 2005.

SOLOMONOW, M., BARATTA, R., ZHOU, B., SHOJI, H., BOSE, W., BECK, C., The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. **American Journal Sports Medicine** 15:207-13, 1987.

SPARTO, P., PARNIARPOUR, P., REINSEL, T., SIMON, S., The effect of fatigue on multijoint kinematics, coordination and postural stability during a repetitive lifting test. **Journal Orthopedic & Sports Physical Therapy**. (25): 3-12, 1997.

TANT, C L; BROWDER, K D; WILKERSON, J D. A three dimensional kinematic comparison of kicking techniques between male and female soccer players. **Biomechanics in Sport IX**, 101-105, 1991.

TEIXEIRA, F.G., MAGALHÃES Jr, W. J., WISIAK, M., CUNHA, S.A., Análise do chute no futebol em duas idades distintas através das coordenadas esféricas. In. **Congresso brasileiro de Biomecânica**, n.10, 2003 Ouro Preto. Anais. V.I, Ouro Preto-MG, p.160-3, 2003.

TEIXEIRA, C.S., SILVA, R.P., MOTA, C.B., Características cinemáticas do chute com o dorso do pé. **XI Congresso Brasileiro de Biomecânica – Anais** – João Pessoa-PB, 2005.

TROLLE, M., AAGAARD, P., SIMONSEN, J., BANGSBO, J., KLAYSEN, K., Effects of strength training on kicking performance in soccer. **Science and soccer II**. London: E & FN Spon, 1993.

TURVEY, M. J. Coordination. **American Psychologist**. 45: 938-953,1990.

VAN CUTSEM, M.; DUCHATEAU, J.; HAINAUT, K. Changes in single motor behavior contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans. **Journal of Physiology**. 513: 295-305, 1998.

VAN INGEN SCHENAU, G. J. From rotation to translation: constraints on multi-joint movements and the unique action of bi-articular muscles. **Human Movement Science** 8: 301-337, North Holland, 1989.

VAUGHAN, C. L.; DAVIS, B. L.; O'CONNOR, J. C. **Dynamics of human gait**. Champaign, IL: Human Kinetics, 1992.

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

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

WEINECK, J. Optimales Football training. Teil 1: **Konditionstraining des Fußballspielers**. Perimed-Spitta, 1992.

WEINECK, J. **Futebol Total: o treinamento físico no futebol**. São Paulo: Phorte, 2000.

WEIR, J.,KEEF, D., EATON, J., AUGUSTINE, R., TOBIN, D., Effect of fatigue on hamstring coactivation during isokinetic knee extensions. **European Journal Applied Occup Physiology** 78:555-9, 1998.

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

**ANEXO**

ANEXO I – Protocolo YO-YO Test.....64

## ANEXO I

YO-YO TEST (Jens Bangsbo, 1996)								
YO-YO INTERMITTENT RECOVERY TEST - LEVEL 2								
Speed	Level							
11	1 40m							
15	1 80m							
17	1 120m	2 160m						
18	1 200m	2 240m	3 280m					
19	1 320m	2 360m	3 400m	4 440m				
20	1 480m	2 520m	3 560m	4 600m	5 640m	6 680m	7 720m	8 760m
21	1 800m	2 840m	3 880m	4 920m	5 960m	6 1000m	7 1040m	8 1080m
22	1 1120m	2 1160m	3 1200m	4 1240m	5 1280m	6 1320m	7 1360m	8 1400m
23	1 1440m	2 1480m	3 1520m	4 1560m	5 1600m	6 1640m	7 1680m	8 1720m
24	1 1760m	2 1800m	3 1840m	4 1880m	5 1920m	6 1960m	7 2000m	8 2040m
25	1 2080m	2 2120m	3 2160m	4 2200m	5 2240m	6 2280m	7 2320m	8 2360m
26	1 2400m	2 2440m	3 2480m	4 2520m	5 2560m	6 2600m	7 2640m	8 2680m



**APÊNDICE**

APENDICE A – Termo de consentimento livre esclarecido.....66

## APÊNDICE A

### APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO



Ministério da Educação  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ  
Setor de Ciências Biológicas  
Comitê Setorial de Ética em Pesquisa



### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Pesquisador responsável:

Prof. Dr. André Luiz Felix Rodacki e Gustavo Filoco de Rezende

Este é um convite especial para você participar voluntariamente do estudo “COORDENAÇÃO DO CHUTE NO FUTEBOL SOB FADIGA E SUA RELAÇÃO COM A TAXA DE DESENVOLVIMENTO DE TORQUE”. Por favor, leia com atenção as informações abaixo antes de dar seu consentimento para participar do estudo. Qualquer dúvida sobre o estudo ou sobre este documento pergunte ao pesquisador com quem você está conversando neste momento.

- OBJETIVO DO ESTUDO

A força muscular e a coordenação para execução de habilidades motoras são fatores essenciais na prática esportiva. É necessário entender qual a correlação entre estas variáveis no gesto desportivo e qual a correlação em situação de fadiga.

Isto poderá fornecer subsídios para aplicação no campo do treinamento desportivo, reabilitação de atletas e aprendizagem motora. Este estudo tem por objetivo analisar a coordenação do chute e verificar a força dos músculos responsáveis por esta habilidade motora, bem como entender a relação destas variáveis na condição sem fadiga e sob fadiga.

- PROCEDIMENTOS

Ao participar deste experimento, você se compromete: i) a comparecer ao laboratório em duas ocasiões, na qual a força será determinada antes de

exercício de fadiga, seguido de protocolo de fadiga e filmagens de chutes durante este procedimento; ii) a seguir um protocolo de pesquisa desenvolvido para a pesquisa. A análise objetivará avaliar o chute em função da fadiga. Para esse propósito, os participantes realizarão testes de força por 2 segundos nos seis grupos musculares responsáveis pelo chute e avaliação cinemática de chutes durante protocolo de fadiga, dentro da área de coleta de dados especificada pelo pesquisador. O protocolo de fadiga será composto de tiros de 20 metros seguidos de intervalos de 10s a cada 2 tiros. Os dados para a análise dos movimentos serão obtidos através de imagens coletadas por 6 câmeras filmadoras, que estarão dispostas na área de execução da habilidade. **A identidade de cada pessoa filmada será mantida em anonimato. As filmagens têm o único propósito de atender as necessidades desta pesquisa.** Uma roupa preta justa posta ao corpo será disponibilizada e deverá ser colocada, para a execução dos chutes. Marcadores auto-adesivos (refletivos) formados por esferas de 1cm<sup>2</sup> de diâmetro serão aderidos a esta roupa, colocados nos membros inferiores. Feito esses procedimentos a pessoa será convidada a realizar os testes acima citados.

**Tais exercícios serão ministrados de maneira a não provocarem dor**, caso isso aconteça você terá a liberdade para reduzir o esforço ou suspender o exercício. Em função da experiência dos profissionais, **os exercícios e os procedimentos não oferecem riscos à saúde ou de lesão para os voluntários da pesquisa**. Profissionais de educação física e fisioterapia estarão acompanhando todos os procedimentos, ambos têm curso de primeiros socorros caso ocorra alguma emergência.

- **BENEFÍCIOS**

Através de uma avaliação de força e de coordenação é possível entender quais são os fatores que interferem no desempenho do chute no futebol e quais são as estratégias que o jogador utiliza em caso de fadiga para manter o desempenho nesta habilidade.

- DESPESAS/ RESSARCIMENTO DE DESPESAS DO VOLUNTÁRIO

Todos os sujeitos envolvidos nesta pesquisa estarão isentos de custos.

Será disponibilizado todo e qualquer equipamento necessário para a coleta de dados.

- PARTICIPAÇÃO VOLUNTÁRIA

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

- GARANTIA DE SIGILO E PRIVACIDADE

As informações relacionadas ao estudo são confidenciais e qualquer informação divulgada em relatório ou publicação será feita sob forma codificada. O pesquisador garante que seu nome não será divulgado sob hipótese alguma.

- ESCLARECIMENTO DE DÚVIDAS

Você pode e deve fazer todas as perguntas que julgar necessária antes de concordar em participar do estudo. Caso queira entrar em contato com nosso laboratório ligue para 33604333, das 8h às 18h com o Prof. Dr. André Luiz Félix Rodacki ou Msd. Gustavo Filoco de Rezende.

- COMITÊ DE ÉTICA DO SETOR DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS

Fui informado que este projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética do Setor de Ciências Biológicas e que no caso de qualquer problema ou reclamação em relação à conduta dos pesquisadores deste projeto, poderei procurar o referido Comitê, localizado na Direção do Setor de Ciências Biológicas, Centro Politécnico, Universidade Federal do Paraná.

Diante do exposto acima eu, \_\_\_\_\_ abaixo assinado, declaro que fui esclarecido sobre os objetivos, procedimentos e benefícios do presente estudo. Concedo meu acordo de participação de livre e espontânea vontade. Foi-me assegurado o direito de abandonar o estudo a qualquer momento, se eu assim o desejar. Declaro também não possuir nenhum grau de dependência profissional ou educacional com os pesquisadores envolvidos nesse projeto (ou seja, os pesquisadores desse projeto não podem me prejudicar de modo algum no trabalho ou nos estudos), não me sentindo pressionado de nenhum modo a participar dessa pesquisa.

Curitiba, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2008.

\_\_\_\_\_  
Sujeito

RG

\_\_\_\_\_  
Pesquisador: Gustavo Filoco de Rezende

RG: 6.327.388-0