

**SÉRGIO LUIZ FERREIRA ANDRADE**

**COORDENAÇÃO DO CHUTE DO FUTEBOL SOB CONDIÇÕES  
DE FADIGA EM SUJEITOS NOVATOS E EXPERIENTES**

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

**SÉRGIO LUIZ FERREIRA ANDRADE**

**COORDENAÇÃO DO CHUTE DO FUTEBOL SOB CONDIÇÕES DE  
FADIGA EM SUJEITOS NOVATOS E EXPERIENTES**

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

**Orientador: Prof. Dr. André Luiz Félix Rodacki**

## SUMÁRIO

Lista de tabelas.....	5
Lista de figuras.....	6
Lista de abreviaturas.....	7
RESUMO.....	8
ABSTRACT.....	9
<b>CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO.....</b>	<b>10</b>
1.1 OBJETIVOS .....	13
1.2 HIPÓTESES .....	13
<b>CAPÍTULO 2 - REVISÃO DA LITERATURA.....</b>	<b>14</b>
2.1 TEORIAS DE CONTROLE MOTOR .....	14
2.2 APRENDIZAGEM MOTORA .....	15
2.3 COORDENAÇÃO MOTORA .....	19
2.4 SEQUÊNCIAS DE MOVIMENTOS SEGMENTARES.....	21
2.5 FADIGA E COORDENAÇÃO.....	24
2.6 COORDENAÇÃO DO CHUTE DO FUTEBOL .....	25
<b>CAPÍTULO 3 – METODOLOGIA.....</b>	<b>28</b>
3.1 POPULAÇÃO / AMOSTRA .....	28
3.2 PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS .....	28
3.3 VARIÁVEIS DO ESTUDO.....	32
3.4 TRATAMENTO ESTATÍSTICO.....	33
<b>CAPÍTULO 4 – RESULTADOS.....</b>	<b>34</b>
4.1 VELOCIDADES MÉDIAS DOS <i>SPRINTS</i> E FADIGA.....	34
4.2 VARIÁVEIS ABSOLUTAS DE COORDENAÇÃO.....	35
4.2.1 Máxima velocidade linear do maléolo lateral.....	36
4.2.2 Máxima velocidade angular do joelho.....	36
4.2.3 Máxima velocidade angular do quadril.....	37
4.2.4 Taxa de variação angular do joelho.....	38
4.2.5 Amplitude máxima de flexão do joelho e de extensão do quadril.....	38
4.2.6 Coeficiente de inclinação de pelve.....	40

4.3 VARIÁVEIS TEMPORAIS RELATIVAS DE COORDENAÇÃO.....	41
4.3.1 Instante da máxima velocidade angular do quadril em relação ao instante da máxima velocidade angular do joelho .....	42
4.3.2 Início da extensão do joelho em relação ao instante de máxima velocidade angular do quadril .....	43
4.3.3 Instante da máxima velocidade angular do joelho em relação ao instante da máxima velocidade linear do maléolo.....	43
<b>5. DISCUSSÃO.....</b>	<b>44</b>
<b>6. CONCLUSÕES.....</b>	<b>52</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>54</b>
<b>ANEXO .....</b>	<b>60</b>

## LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - MÉDIAS E DESVIOS-PADRÃO DAS VARIÁVEIS ABSOLUTAS DOS SUJEITOS NOVATOS E EXPERIENTES.....	37
TABELA 2 – VARIÁVEIS TEMPORAIS RELATIVAS.....	42

## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - RELAÇÃO ÂNGULO-ÂNGULO NA COORDENAÇÃO DAS ARTICULAÇÕES DO QUADRIL E JOELHO NO CHUTE DE UM SUJEITO NOVATO (ANDERSON E SIDAWAY, 1994) ....	18
FIGURA 2 - RELAÇÃO ÂNGULO-ÂNGULO NA COORDENAÇÃO DAS ARTICULAÇÕES DO QUADRIL E JOELHO NO CHUTE DE UM SUJEITO <i>EXPERT</i> (ANDERSON E SIDAWAY, 1994) .....	18
FIGURA 3 - REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DA MONTAGEM DO ESPAÇO PARA COLETA DE DADOS, VISTA DE CIMA.....	30
FIGURA 4 - MODELO BIOMECÂNICO BIDIMENSIONAL DE QUATRO SEGMENTOS.....	32
FIGURA 5 - VELOCIDADES MÉDIAS DO DESEMPENHO DOS SUJEITOS EXPERIENTES E NOVATOS, EM CINCO <i>SPRINTS</i> ALTERNADOS.....	35
FIGURA 6 - MÉDIAS AGRUPADAS DAS VELOCIDADES ANGULARES DO QUADRIL E JOELHO DE SUJEITOS NOVATOS E EXPERIENTES, NAS CONDIÇÕES COM E SEM FADIGA.....	39
FIGURA 7 - RELAÇÃO ÂNGULO-ÂNGULO ENTRE QUADRIL E JOELHO DE SUJEITOS NOVATOS NAS CONDIÇÕES COM E SEM FADIGA.....	40
FIGURA 8 - RELAÇÃO ÂNGULO-ÂNGULO ENTRE QUADRIL E JOELHO DE SUJEITOS EXPERIENTES NAS CONDIÇÕES COM E SEM FADIGA.....	41

## LISTA DE ABREVIATURAS

Máxima velocidade linear do maléolo lateral.....	MVLM
Máxima velocidade angular do joelho.....	MVAJ
Máxima velocidade angular do quadril.....	MVAQ
Taxa de variação angular do joelho.....	TVAJ
Amplitude máxima de flexão do joelho.....	FJ
Amplitude máxima de extensão do quadril.....	EQ
Coefficiente de inclinação da pelve.....	CIP
Instante da máxima velocidade angular do quadril.....	IMVAQ
Instante da máxima velocidade angular do joelho.....	IMVAJ
Início da extensão do joelho.....	IEJ
Instante da máxima velocidade linear do maléolo.....	IMVLM

## RESUMO

Este estudo objetivou investigar os efeitos de diferentes condições de fadiga na coordenação do chute do futebol, em sujeitos novatos e experientes. Trinta sujeitos adultos jovens do sexo feminino foram classificados em dois grupos: 15 sujeitos novatos e 15 sujeitos experientes. Os grupos foram submetidos a um protocolo que visou induzir fadiga, através de 10 *sprints* sucessivos, intercalados por um chute ao gol. Os padrões de coordenação do chute foram similares entre novatos e experientes, em todas as condições. Em ambos os grupos, foram observadas reduções nos parâmetros de controle do movimento, em função da fadiga, apesar dos parâmetros de controle terem sido maiores nos sujeitos experientes em todas as condições. Concluiu-se que o chute possui um estereótipo consistente de coordenação, que não é afetado pela fadiga em sujeitos novatos e experientes. Em contrapartida, o controle é afetado em condições de fadiga, apresentando uma menor redução em sujeitos experientes, em comparação a sujeitos novatos.

Palavras-chave: coordenação, controle, fadiga, chute, futebol.

## ABSTRACT

This study aimed to investigate the effects of fatigue on coordination of the soccer kick in novice and expert subjects. Thirteen subjects were divided in two groups: fifteen novice and fifteen expert subjects. Both groups underwent a fatiguing protocol, which meant to elicit fatigue through ten sprints alternated each other by one kick. The coordination patterns were similar between novice and experts at all conditions. Within both groups it was observed reductions in the control parameters of the movement, due to fatigue, although such parameters were higher in the expert subjects at all conditions. It was concluded that the coordination of the soccer kick has a consistent stereotype that is not affected by fatigue in novice and expert subjects. On the other hand, the control of the kick was affected by fatigue, with the small reduction presented by expert subjects, in comparison to novice subjects.

Keywords: coordination, control, fatigue, kick, soccer.

## 1. INTRODUÇÃO

A capacidade de adaptação do sistema neuromuscular para a execução de movimentos em diferentes contextos é um dos fatores determinantes para uma performance eficiente. Uma das questões intrigantes no estudo da coordenação motora é a compreensão de como o sistema neuromuscular organiza os segmentos do corpo que interagem entre si para produzir movimentos multi-articulares. A maior parte dos estudos que investigaram coordenação foi feita com movimentos executados em condições laboratoriais, fora de um contexto esportivo, onde muitos fatores podem influenciar a performance. Sabe-se que a fadiga pode ocorrer tanto temporariamente quanto cumulativamente até o final de um jogo de futebol, por exemplo (MOHR et al., 2003). Embora os efeitos fisiológicos da fadiga tenham sido amplamente estudados (BIGLAND-RICHIE e WOODS, 1984; ENOKA, 1995), pouco se sabe sobre como a fadiga periférica pode influenciar as estratégias de organização do sistema neuromuscular para a produção de movimentos multi-articulares.

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 do futebol, entretanto, o movimento foi feito sem fadiga. Sob fadiga, definida como a diminuição acentuada da performance devido à atividade física (ENOKA, 2002), uma nova seqüência de movimentos dos segmentos (coordenação) pode emergir. Portanto, se existe uma relação entre controle motor 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 reposta à fadiga.

VAN INGEN SCHENAU et al. (1995) teorizaram que quando as propriedades de gerar tensão do sistema músculo-esquelético são alteradas (ex.: como ocorre com a diminuição da capacidade de gerar tensão sob fadiga), acontecem mudanças nos

tempos relativos de ativação muscular para evitar a deterioração do padrão de coordenação. Alguns estudos têm observado alterações nos padrões cinemáticos e cinéticos de movimentos realizados sob condições de fadiga. Em uma tarefa de pequenos saltos consecutivos executados durante um prolongado período de tempo, BONNARD et al. (1994) demonstraram mudanças nas estratégias de ativação muscular, e indicaram a existência de mecanismos compensatórios que retardaram a diminuição da performance sob fadiga. FORESTIER e NOUGIER (1998) mostraram que foi necessário mudar o padrão cinemático intersegmentar, para manter bons desempenhos em um arremesso de precisão com pré-fadiga de alguns músculos dos membros superiores, em sujeitos experientes. Os autores demonstraram que a sequência próximo-distal, que geralmente é observada em movimentos explosivos (PUTNAM, 1991), não foi mais obedecida e verificou-se uma diminuição nas amplitudes articulares, resultando num aumento na rigidez do sistema. Investigando os efeitos da fadiga no chute do futebol, LEES e DAVIES (1988) observaram que a velocidade da bola foi menor nas condições com fadiga, embora a velocidade linear do pé tenha sido maior nesta condição.

A utilização de um padrão de controle muscular estereotipado indica que o sistema neuromuscular controla o movimento sem considerar as propriedades contráteis dos músculos (capacidade de gerar tensão). Tal conceito foi enfatizado através de modelos teóricos por BOBBERT e VAN SOEST (1994), que afirmam que para que o sistema neuromuscular ajuste o controle às propriedades contráteis musculares de forma ótima, é necessário que os sujeitos pratiquem o movimento exaustiva e repetidamente. Dentre os poucos estudos realizados com movimentos explosivos sob condição de fadiga, RODACKI et al. (2001b, 2002a) demonstraram experimentalmente que as variáveis cinemáticas que descrevem a coordenação (tempos relativos dos movimentos dos segmentos corporais) e a ativação muscular (tempos relativos do recrutamento muscular) de saltos verticais máximos permaneceram relativamente inalteradas. A prática parece ter um papel importante na performance de movimentos explosivos, permitindo que o sistema neuromuscular se adapte às condições dos contextos “reais” (ex.: esportes), nos quais a fadiga é geralmente inevitável. Assim, caso o movimento seja praticado em condição de fadiga,

seu controle pode não ser o mais apropriado (otimizado), visto a incapacidade do sistema neuromuscular em alterar rapidamente o controle estereotipado do movimento (que é específico para a condição sem fadiga) (BOBBERT e VAN SOEST, 1994; RODACKI et al., 2001b, 2002a). Desta forma, as circunstâncias em que o movimento é praticado (fadiga *vs.* sem fadiga) podem influenciar o controle e o aprendizado do padrão de coordenação e, conseqüentemente, a sua performance.

Para explicar a aquisição de movimentos novos com a prática, VEREIJKEN et al. (1992) evidenciaram a estratégia do congelamento e gradual liberação dos graus de liberdade, na aprendizagem de um movimento multi-articular (simulador de esqui) com sujeitos novatos. ANDERSON e SIDAWAY (1994) observaram esta mesma estratégia durante a aprendizagem do chute do futebol, entretanto, não se sabe como o padrão do chute é coordenado em novatos e experientes, quando o movimento é realizado sob fadiga. O presente estudo poderá ajudar professores de Educação Física, técnicos e atletas a compreender as mudanças na coordenação de movimentos multi-articulares explosivos sob condição de fadiga, em diferentes estágios de aprendizagem, e permitir uma melhor organização de suas aulas ou treinamentos.

### 1.1. OBJETIVOS

Este estudo teve como objetivo analisar a coordenação motora do chute de potência do futebol em diferentes condições de fadiga, em sujeitos novatos e experientes, através das relações topológicas do movimento. As relações topológicas de um movimento descrevem as ações relativas dos segmentos corporais entre si, e mudanças nesses padrões podem fornecer evidências de aspectos específicos de mudança de coordenação. Os objetivos específicos são:

- a) Comparar os padrões de coordenação do chute entre sujeitos novatos e experientes, sem fadiga;
- b) Descrever a coordenação do chute de potência em diferentes condições de fadiga, em sujeitos novatos e experientes.

### 1.2. HIPÓTESES

- H<sub>1</sub>. Os sujeitos novatos apresentarão diferenças nos tempos relativos de coordenação do chute, quando comparados àqueles dos sujeitos experientes.
- H<sub>2</sub>. Haverá uma redução nos parâmetros absolutos de controle do chute (velocidades e amplitudes articulares) em sujeitos novatos e experientes quando este for efetuado nas condições de fadiga.
- H<sub>3</sub>. Os sujeitos novatos e experientes apresentarão estabilidade nos tempos relativos de coordenação do chute, em todas as condições de chute, independente de seu estado de fadiga (sem fadiga e em diferentes condições de fadiga).

## 2. REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1. TEORIAS DE CONTROLE MOTOR

Acredita-se que é possível classificar as teorias sobre como o sistema neuromuscular controla o movimento, em função da importância relativa dada à informação fornecida pelos componentes centrais do sistema de controle e pelo ambiente. Os filósofos gregos antigos, como Platão, diziam que as pessoas criavam uma “imagem” da ação, anterior à própria ação. Esta noção inicial ajudou a construir o conceito da teoria dos programas motores, definida como um conjunto de comandos motores pré-estruturados e armazenados nos centros altos, que definem os detalhes essenciais de uma habilidade, análogo a um gerador central de padrões (SCHMIDT e WRISBERG, 2000). Esta teoria apresenta limitações para explicar a imensa capacidade de memória que seria necessária para armazenar todos os programas motores isolados, requeridos para se controlar os incontáveis diferentes movimentos que um indivíduo é capaz de produzir. Outra limitação é o problema da novidade de movimentos, que questiona como indivíduos habilidosos são capazes de produzir com eficácia movimentos novos ou variações nunca antes praticadas de um movimento, sem ter desenvolvido programas motores específicos para isto (MAGILL, 2000; SCHMIDT e WRISBERG, 2000).

A idéia original dos programas motores serviu de base para o conceito de programas motores generalizados, hipoteticamente definidos como uma representação abstrata armazenada no sistema nervoso central que controla predominantemente a estrutura temporal de uma futura ação (KELSO, 1997). Esta hipótese surgiu para explicar as qualidades adaptativas e flexíveis do comportamento de movimentos coordenados. De acordo com esta proposta, o programa motor generalizado seria responsável por uma classe de ações, e não somente por um movimento ou uma sequência específica de movimentos. Acredita-se que a evolução deste conceito supera as limitações existentes nas teorias anteriores sobre programa motor (MAGILL, 2000). Entretanto, KELSO (1997) afirma que os programas motores generalizados tratam-se de uma teoria estática e similar à forma como opera um computador, e não explicam

como ocorre a formação de tais programas motores no processo de aprendizagem. Afirmar-se que o conceito de programa motor coloca muita ênfase na organização, controle e representação de toda ação no sistema nervoso central e ignora muitos dos aspectos dinâmicos do movimento, tais como as propriedades contráteis musculares e as escolhidas frequências de oscilação dos segmentos dos membros.

Por outro lado, a teoria dos sistemas dinâmicos, proposta por BERNSTEIN (1967), enfatiza a interação entre as propriedades dinâmicas do sistema neuromuscular e as propriedades físicas das informações do meio ambiente. Esta teoria tem sua origem na noção de estrutura coordenativa ou sinergia funcional, ou seja, conjuntos específicos de componentes esqueléticos e neuromusculares organizados de forma a agir como uma unidade. Está embasada no comportamento de sistemas naturais auto-organizáveis em evolução (SCHMIDT e WRISBERG, 2000; KELSO, 1997). A noção de auto-organização implica que movimentos coordenados são produtos ordenados de complexas organizações, compostas por um imenso número de elementos interagentes e que pode se adaptar flexivelmente a condições internas e externas variáveis, adotando um padrão diferente de coordenação sem qualquer prescrição explícita desse padrão (BEEK et al., 1995). Quando aplicado à coordenação de membros humanos, esse conceito significa que quando certas condições caracterizam uma situação, surge-se um padrão específico de movimentos dos segmentos corporais. Assim, a ação coordenada se auto-organiza dentro do quadro das características das condições ambientais e dinâmicas dos segmentos e não é pré-estabelecida por nenhum programa motor (MAGILL, 2000). Acredita-se que a perspectiva de programas motores apresenta deficiências para explicar a aquisição de um movimento nunca antes praticado ou variações de um movimento adquirido, devido à ausência dos programas motores específicos para a sua execução.

## 2.2. APRENDIZAGEM MOTORA

Define-se aprendizagem motora como sendo mudanças em processos internos que determinam a capacidade de um indivíduo em desempenhar uma ação motora. Tais mudanças melhoram com a prática ou experiência, e podem ser observadas a

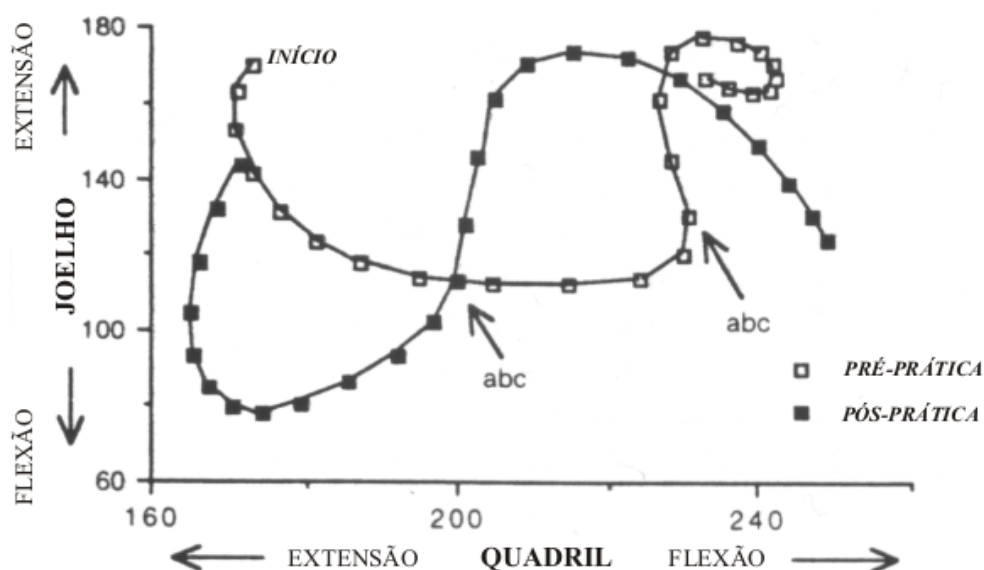
partir de demonstrações relativamente estáveis de desempenho (MAGILL, 2000; SCHMIDT e WRISBERG, 2000). Segundo o modelo clássico de FITTS e POSNER (1967) *apud* MAGILL (2000), a aprendizagem se desenvolve em três estágios sucessivos. No primeiro estágio, o aprendiz se concentra nos problemas de natureza cognitiva, onde procura visualizar e processar as informações relevantes para o reconhecimento dos objetivos e dos aspectos necessários para a execução da tarefa. No estágio associativo, o aprendiz muda sua ênfase dos problemas cognitivos e estratégicos para uma fase de organização mais efetiva e padronizada de movimentos para a execução da tarefa, procurando associar os movimentos com certas respostas do meio ambiente. Esse estágio é também chamado de estágio de refinamento, onde a variabilidade do desempenho começa a diminuir e os erros são menos grosseiros. Após muita prática e experiência, podendo levar vários anos, o aprendiz pode passar para o estágio autônomo, onde a habilidade é executada de forma automática e com baixos níveis de concentração, pois não necessita de qualquer instrução prévia e pode ser realizada simultaneamente com outras tarefas. Melhorias de desempenho são mais difíceis de se detectar, pois os indivíduos estão próximos dos limites de suas capacidades e há pouca variabilidade entre tentativas subseqüentes. Além disso, os praticantes experientes são altamente capazes de detectar seus próprios erros e fazer os ajustes necessários para corrigi-los. Nem todos os indivíduos que aprendem uma habilidade atingem o estágio autônomo, pois este depende da qualidade das instruções e da qualidade e quantidade da prática (MAGILL, 2000; SCHMIDT e WRISBERG, 2000).

Para explicar a aquisição de padrões de coordenação de movimentos novos, NEWELL (1985) propôs dois estágios de aprendizagem motora. No primeiro estágio, o aprendiz adquire a organização das características topológicas apropriadas dos segmentos. No segundo estágio, o aprendiz irá aprimorar de forma escalar os parâmetros dos padrões relativos adquiridos do movimento, no processo denominado como controle. Existem poucos estudos na literatura que investigaram especificamente cada um desses estágios, sendo que a maioria está direcionada para um estágio intermediário de controle não-otimizado (NEWELL, 2001). Acredita-se que as mudanças das características topológicas do movimento durante a aprendizagem

indicam a estratégia que o aprendiz usa para organizar o redundante número de graus de liberdade que podem ser envolvidos na tarefa. Segundo BERNSTEIN (1967), essa estratégia consiste inicialmente na redução do número de graus de liberdade, permitindo pouco ou nenhum movimento nas articulações, de forma a simplificar essa organização tornando-a mais facilmente controlável. Acredita-se que à medida que a aprendizagem progride, ocorre a liberação gradativa dos graus de liberdade anteriormente restringidos, incorporando-os na coordenação do movimento de forma dinâmica e controlável, até atingir um terceiro estágio, onde o sistema neuromuscular passa a utilizar as forças passivas (reativa, friccional, gravitacional e inercial) e as propriedades elásticas dos músculos de forma mais econômica e eficiente.

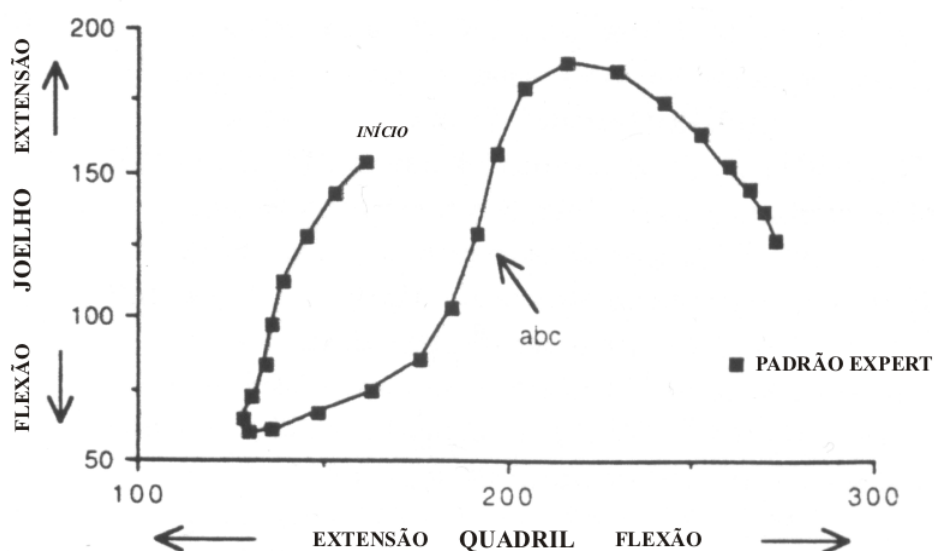
Alguns estudos confirmaram experimentalmente os estágios da teoria de congelamento e liberação dos graus de liberdade. VEREIJKEN et al. (1992) observaram pouco movimento nas articulações dos membros inferiores e do tronco no início da aprendizagem de uma tarefa em um simulador de esqui com indivíduos adultos. Com a prática, os ângulos articulares aumentaram sua amplitude, envolvendo um número maior de graus de liberdade no movimento. ANDERSON e SIDAWAY (1994) demonstraram que para simplificar o controle do movimento, houve restrições nas amplitudes articulares do quadril e do joelho no padrão do chute do futebol, antes de submeter indivíduos principiantes à prática (Figura 1). Após 10 semanas, essas restrições foram sendo reduzidas e as articulações obtiveram maior liberdade de movimentos 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 *experts*, com mais de 10 anos de experiência no futebol. Tais resultados evidenciaram os dois estágios de aprendizagem de NEWELL (1985), e mostraram que as diferenças nos padrões de coordenação do chute de sujeitos *experts* e iniciantes com 10 semanas de treinamento estão nos parâmetros absolutos do movimento (ex.: amplitudes e velocidades angulares) (figuras 1 e 2).

FIGURA 1 - RELAÇÃO ÂNGULO-ÂNGULO NA COORDENAÇÃO DAS ARTICULAÇÕES DO QUADRIL E JOELHO NO CHUTE DE UM SUJEITO NOVATO



NOTA: Os quadrados vazados representam o padrão antes da prática, e os quadrados cheios, o padrão após 10 semanas de prática. "abc" indica o momento aproximado do contato com a bola. (Adaptado de ANDERSON e SIDAWAY, 1994.)

FIGURA 2 - RELAÇÃO ÂNGULO-ÂNGULO NA COORDENAÇÃO DAS ARTICULAÇÕES DO QUADRIL E JOELHO NO CHUTE DE UM SUJEITO EXPERIENTE (*EXPERT*)



NOTA: "abc" indica o momento aproximado do contato com a bola. (Adaptado de ANDERSON e SIDAWAY, 1994.)

Tais resultados fornecem sustentação para as idéias de BERNSTEIN (1967) sobre os três estágios de aprendizagem na coordenação de movimentos novos. Entretanto, outros estudos contestam a proposta de diminuição e subsequente liberação dos graus de liberdade como uma estratégia universal de aprendizagem (NEWELL, 2001; YOUNG-GYU, 2003), afirmando que o número de graus de liberdade envolvidos na tarefa pode tanto aumentar quanto diminuir com a aprendizagem. Portanto, sugere-se que a dimensão do sistema depende da tarefa e de suas demandas.

As experiências anteriores no desempenho de uma habilidade podem influenciar num novo contexto ou na aprendizagem de uma nova habilidade, definindo-se como transferência de aprendizagem (MAGILL, 2000). HOFF e HAALAND (2002) verificaram que um período de treinamento específico pode melhorar o desempenho em habilidades do futebol no uso do pé não-dominante. Além disso, observaram que o treinamento resultou em melhoras no desempenho com o pé dominante, em relação ao grupo controle. Esses estudos podem evidenciar a perspectiva dos programas motores generalizados, onde acredita-se que o treinamento melhore um programa motor geral disponível para ambos os lados esquerdo e direito. Entretanto, o maior nível de atenção utilizado pelos jogadores no treinamento da perna não-dominante pode representar a dependência de uma combinação entre percepção e ação que é facilmente explicada pela perspectiva dos sistemas dinâmicos (KELSO, 1995). Tal percepção consiste na coleta de informações relevantes do meio ambiente, como velocidade, deslocamento de massa e campo visual. Assim, a melhoria da capacidade de coletar informações relevantes da interação entre o jogador e o meio ambiente pode explicar a transferência de aprendizagem bilateral (HOFF e HAALAND, 2002).

### 2.3. COORDENAÇÃO MOTORA

Define-se coordenação 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). Baseado na

idéia de que há muito mais opções disponíveis do que as necessárias para se produzir um movimento, 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. Acredita-se que diminuindo o número de graus de liberdade no início do processo de aprendizagem, pode-se reduzir o problema da redundância neuromuscular, mantendo-se as articulações rígidas e seus ângulos relativamente constantes, permitindo pouco ou nenhum movimento. À medida que acontece o progresso da aprendizagem, ocorre então uma liberação gradual do controle rígido dos graus de liberdade, incorporando-os num sistema dinâmico controlável. Neste segundo estágio, a organização torna-se mais econômica à medida que o sistema passa a utilizar melhor as condições do meio ambiente (forças passivas, tais como: reativa, friccional, gravitacional e inercial) e elementos musculares elásticos para acentuar a eficácia das forças ativas geradas pela musculatura. A organização dos graus de liberdade numa só grande unidade funcional é denominada na literatura como *estrutura coordenativa* (TURVEY, 1990).

A redundância do sistema neuromuscular é uma das questões centrais no campo de estudos da coordenação. Observa-se que há um padrão único de ativação para cada ação motora específica, entretanto, não se conhecem os processos que originam tais padrões. Além disso, na literatura de estudos comportamentais há crescentes evidências de que além de restrições biofísicas, fatores psicomotores e até mesmo culturais podem contribuir para a seleção de posturas e para a formação de padrões de movimentos (GIELEN et al., 1995). 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. 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, 2001a).

A estrutura temporal fundamental da ação, organização ou ritmo de um padrão de movimento é definida como tempo relativo (SCHMIDT e WRISBERG, 2000), e esta estrutura permanece igual mesmo quando um indivíduo decide fazer mudanças nos aspectos variáveis do movimento (ex.: tempo absoluto do movimento). 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 nesses 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 desempenho da performance esportiva (RODACKI, 2001a).

#### 2.4. SEQUÊNCIAS DE MOVIMENTOS SEGMENTARES

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 disso, 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, 2001a), o arremesso (ATWATER, 1979; FELTNER, 1989) e o chute (ANDERSON e SIDAWAY; REILLY, 2002; PUTNAM, 1991; PUTNAM, 1993). Esta sequência é observada também em movimentos nos quais uma extremidade é movida mais vagarosamente, como por exemplo durante as fases de oscilação dos segmentos na corrida e caminhada (PUTNAM, 1991). O objetivo geral da performance deste tipo de padrão é deslocar um objeto à maior distância vertical ou horizontal possível, ou projetá-lo com precisão. Acredita-se que a sequência próximo-distal é necessária para movimentos onde a velocidade é um requerimento essencial para sua eficiência (KREIGHBAUM e BARTHEL, 1990).

Os sistemas segmentares de cadeia aberta são caracterizados por terem uma extremidade fixa, ao passo que a outra extremidade está livre no espaço. Além disso,

os segmentos de maior massa estão na extremidade proximal, enquanto que os de menor massa estão na extremidade distal, e um torque muscular é aplicado no segmento proximal para iniciar a ação do sistema. O momento de inércia, com uma pequena contribuição dos músculos antagonistas, faz com que os segmentos distais se flexionem no início do movimento antes de iniciarem sua extensão, retardando sua ação em relação aos segmentos proximais (KREIGHBAUM e BARTHELS, 1990; PUTNAM, 1993). 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 do segmento distal muito maior do que seria possível somente com a ação dos músculos agindo nele diretamente, caso o segmento 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.

Acredita-se que a seqüência próximo-distal da rotação das articulações é necessária para otimizar a utilização da energia liberada pelos músculos e evitar o término prematuro da fase de propulsão no salto vertical (BOBBERT e VAN INGEN SCHENAU, 1988; VAN INGEN SCHENAU, 1989). Embora seja amplamente aceita como um requisito indispensável para a realização do salto vertical, alguns estudos experimentais demonstraram outros padrões de seqüências (ALEXANDER, 1989; ARAGÓN-VARGAS e GROSS, 1997; JENSEN e PHILIPS, 1991; PETERSEN, 1984; RODACKI et al., 2001), indicando que a seqüência próximo-distal não é fundamental para o desempenho das tarefas. Os modelos teóricos de ALEXANDER (1989) apresentam resultados que contradizem a necessidade desta seqüência para otimizar a performance do salto. ARAGÓN-VARGAS e GROSS (1997) observaram desempenhos menores no salto vertical quando os indivíduos usavam a seqüência próximo-distal na organização do movimento, e contestaram a afirmação de que esta seqüência é a ideal para se atingir máximos desempenhos. Segundo JENSEN e PHILLIPS (1991), tarefas de máximos desempenhos são muito usadas

experimentalmente, devido ao pressuposto de que isto possa reduzir as opções de padrões motores disponíveis para a execução do movimento. Embora essa idéia reforce a hipótese de VAN INGEN SCHENAU (1989) de que só há um padrão pelo qual os máximos desempenhos podem ser atingidos, tais argumentos são baseados unicamente nos aspectos estruturais do sistema motor humano, tratando-se particularmente das funções dos músculos biarticulares e da geometria dos modelos segmentares. A manipulação matemática de modelos baseados nesses aspectos direciona a busca de uma única solução ótima de padrões motores, além de limitar-se a suposições que pouco contribuem para a compreensão da plasticidade dos fenômenos biomecânicos humanos.

Demonstra-se na literatura que após a extensão da articulação dos quadris para o salto, há uma variação no início das seqüências de extensão das articulações distais do joelho e do tornozelo. Seqüências simultâneas de extensão entre essas duas articulações também foram reportadas (HUDSON, 1986; RODACKI, 2001a). Acredita-se que esses padrões resultam de estratégias para assimilar mudanças inesperadas e variações internas ou externas durante a execução do movimento, e para manter a consistência dos tempos relativos da velocidade angular máxima das articulações (RODACKI, 2001a). JENSEN e PHILLIPS (1991) demonstraram constância nos tempos relativos das velocidades máximas de extensão das articulações em diferentes condições do salto, e sugeriram que o sistema neuromuscular é capaz de recuperar-se de padrões de ação menos eficientes, para padrões mais eficientes ao longo do movimento. Tais estudos evidenciaram que mudanças nos padrões dos tempos relativos entre os segmentos influenciam diretamente na performance, pois o aproveitamento ótimo das forças externas (reativa, inercial, gravitacional) e internas (propriedades elásticas dos músculos) depende de como o sistema neuromuscular organiza o movimento diante das demandas da tarefa.

## 2.5. FADIGA E COORDENAÇÃO

Os efeitos da fadiga na coordenação de diversos movimentos têm sido reportados 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 disso, 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 submáximos, o sistema neuromuscular pode retardar o declínio 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 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. Ao contrário do salto vertical, o chute é um movimento unilateral de cadeia aberta, o que possibilita um número maior de soluções para o movimento, com o mesmo objetivo. Portanto, mesmo sendo um movimento explosivo, pode haver maior variabilidade nos padrões de organização do chute. Não há estudos que mostraram como a fadiga pode afetar o padrão de coordenação do chute do futebol em diferentes estágios de aprendizagem desta habilidade.

## 2.6. COORDENAÇÃO DO CHUTE DO FUTEBOL

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 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, a perna do chute é levada para trás e o joelho é flexionado. A ação para frente inicia-se com a rotação da pelve em relação à perna de apoio e flexionando-se o quadril correspondente à 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). 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.

PUTNAM (1993) refere-se às fases do tempo absoluto do movimento do chute em 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 %. 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 do 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.

Poucos estudos investigaram a diferença cinemática entre a perna dominante e a não-dominante no chute. 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).

LEES e DAVIES (1988) investigaram os efeitos da fadiga no chute de cinco sujeitos experientes. Foram realizados cinco chutes ao todo, sendo três na condição sem fadiga e dois chutes sob condições de fadiga, induzidas por um protocolo de *steps*. Foram utilizadas quatorze variáveis no estudo, entre deslocamentos, velocidades e acelerações da coxa e da perna, além das máximas velocidades do pé e da bola. Foi demonstrado que apesar da velocidade da bola ter sido maior na condição sem fadiga, a velocidade do pé foi maior nas condições com fadiga. Os autores sugeriram que a fadiga afetou o padrão de coordenação entre os segmentos, resultando em uma transferência menos eficiente de energia entre os segmentos da coxa e da perna, e em

uma posição menos eficiente de impacto do pé com a bola. Entretanto, das quatorze variáveis, somente cinco apresentaram maior variabilidade na condição com fadiga, indicando que o padrão do chute foi estável nesta condição. Não são conhecidos estudos que tenham investigado os efeitos da fadiga na coordenação do chute em sujeitos novatos, assim como seus efeitos induzidos por outros protocolos.

### 3. METODOLOGIA

#### 3.1. POPULAÇÃO / AMOSTRA

Foram selecionados 30 sujeitos adultos jovens e saudáveis ( $20.7 \pm 2.8$  anos;  $1.71 \pm 0.11$  m e  $66.3 \pm 5.8$  kg) do sexo feminino, separados em dois grupos: 15 experientes e 15 novatos. Os sujeitos foram considerados como experientes quando relataram ter mais de três anos consecutivos de prática sistemática com futebol (duas ou mais vezes por semana), enquanto que os sujeitos novatos relataram nunca ter praticado futebol sistematicamente e não terem participado de competições formais deste esporte. No Brasil, indivíduos do sexo masculino que poderiam ser classificados como novatos, segundo os critérios fixados neste estudo, já teriam muitas experiências com a prática do futebol. Por esta razão, apenas sujeitos do sexo feminino foram selecionados para este estudo. Todos os indivíduos analisados eram destros para o chute, e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido antes de participar no experimento (anexo I).

#### 3.2. PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS

A coordenação motora do chute foi analisada sob condições sem fadiga e sob diferentes condições de fadiga. Para compreender como o sistema neuromuscular se adapta a tais condições em diferentes estágios de aprendizagem motora, sujeitos novatos e experientes foram submetidos a um protocolo que visou induzir fadiga, progressivamente. O protocolo consistiu-se de vários *sprints* intercalados por chutes de potência. Antes da coleta, foi permitido um período de 5 a 10 minutos que consistiu em um aquecimento físico não controlado e na execução de alguns chutes ao gol (3 a 5 chutes), à vontade dos sujeitos.

Os sujeitos foram solicitados a executar os chutes de forma máxima, ou seja, que os chutes fossem de potência. Para a execução dos movimentos, os sujeitos foram orientados para que o contato do pé com a bola fosse feito com o dorso do pé. Os chutes foram em direção a um gol (3 metros de largura por 2 metros de altura) posicionado a uma distância de 5 metros da bola, fazendo com que o chute tivesse uma

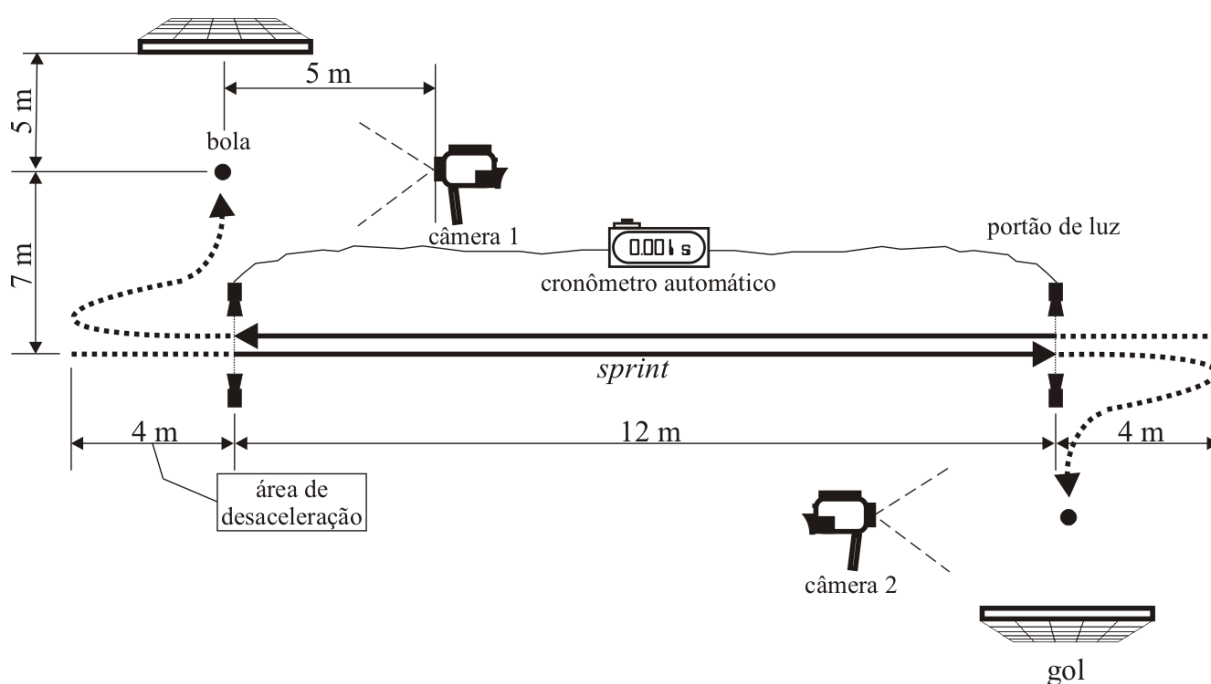
precisão relativa. Assim, os sujeitos foram instruídos para maximizar a velocidade da bola em todos chutes, ao mesmo tempo em que deveriam acertar o gol. Nenhum feedback foi fornecido sobre a performance. Os sujeitos que não acertaram o gol, em qualquer uma das condições experimentais (com e sem fadiga), foram descartados do estudo.

Antes do início do protocolo de fadiga os sujeitos realizaram um chute, que foi utilizado para descrever o padrão de coordenação do movimento na condição sem fadiga. Após esta coleta, todos os sujeitos foram submetidos ao protocolo de fadiga. O protocolo de indução da fadiga consistiu de uma série de 10 *sprints* de 12 metros, ou seja, os sujeitos percorreram 5 percursos de ida e 5 percursos de volta em uma quadra poliesportiva. Após desacelerarem ao longo de uma área de 4 metros, os sujeitos realizaram uma rápida parada, antes da execução do chute em direção ao gol (colocado em cada extremidade do percurso). Os gols foram posicionados perpendicularmente ao sentido do deslocamento dos sujeitos, como ilustrado na figura 3, que representa esquematicamente a organização do protocolo de fadiga. Imediatamente após a realização do chute, os sujeitos aceleravam ao longo da área de 4 metros, antes de entrar na área de *sprint*. O tempo necessário para aceleração e desaceleração foi mínimo, porém não controlado. Os sujeitos receberam estímulo verbal ao longo de todo o protocolo de fadiga para que todos os *sprints* fossem máximos. O tempo de cada *sprint* foi mensurado através de um cronômetro digital controlado automaticamente por 2 pares de portões de luz infravermelha, com precisão de 0,001s. Os tempos obtidos em cada *sprint* foram considerados como indicadores de fadiga, visto a incapacidade dos sujeitos em manter a performance durante o protocolo. As variações das velocidades obtidas foram expressas em valores percentuais relativos ao primeiro *sprint* (sem fadiga prévia).

Os parâmetros cinemáticos para a análise do movimento foram obtidos a partir das imagens coletadas por uma das duas câmeras filmadoras (modelo JVC GR-DVL 9500E, JVC, Japão) colocadas em cada extremidade do percurso, perpendicularmente ao plano sagital dos sujeitos a uma distância de 5 metros. As imagens foram capturadas com uma frequência de 100 Hz e velocidade do obturador de 1/500 s. Portanto, ao final do experimento, 6 chutes de cada sujeito foram processados (1 chute

sem fadiga e 5 chutes sob condição de fadiga). Os sujeitos não foram informados sobre qual câmera foi utilizada para a análise, para evitar que mudassem voluntariamente o padrão de movimento.

FIGURA 3 - REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DA MONTAGEM DO ESPAÇO PARA COLETA DE DADOS, VISTA DE CIMA.



NOTA: Duas câmeras foram usadas, porém, somente uma (câmera 1) filmou os chutes processados para o estudo.

O início do movimento foi considerado como o começo da extensão preparatória do quadril para o chute, caracterizado pelo instante de máxima extensão do joelho após o pé do chute ter deixado o solo. O fim do movimento foi determinado como 0,010 s após o instante do contato do pé com a bola. Para poder comparar o padrão de coordenação dos sujeitos, os tempos relativos do movimento foram utilizados, tomando o início e o final do movimento como referência. Os tempos relativos do movimento foram obtidos através de um procedimento de normalização (spline), que permitiu expressar o movimento do chute em termos percentuais, de forma que 0% representou o início e 100% representou o final do movimento. Desta maneira todos os chutes tiveram 100 pontos. Tal procedimento não altera o

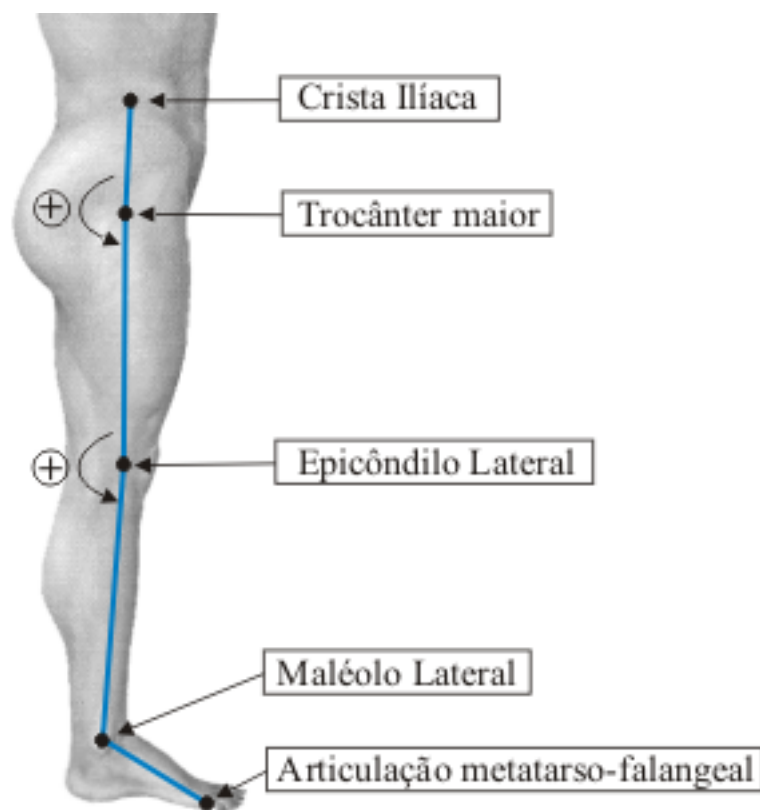
comportamento dos dados, e tem sido considerado adequado para a análise de coordenação (PUTNAM, 1991; PUTNAM, 1993; RODACKI e FOWLER, 2001a), visto que somente os aspectos temporais do movimento são manipulados.

Análises bidimensionais têm sido utilizadas na literatura para descrever padrões cinemáticos do chute do futebol (ANDERSON e SIDAWAY, 1994; WILLIAMS et al., 2002; DÖRGE et al., 2002; McDONALD, 2002; ORCHARD et al., 2002). Para que o movimento pudesse ser reconstruído, foram colocadas cinco semi-esferas de isopor (25 milímetros de diâmetro) no lado direito do corpo, sobre a pele e/ou vestimenta (tecido elástico, justaposto à pele) com fita adesiva dupla-face, de forma a coincidir com os seguintes pontos anatômicos: ápice da crista ilíaca, quadril (trocânter maior), joelho (epicôndilo lateral do fêmur), tornozelo (maléolo lateral) e borda ântero-lateral do calçado (no ponto correspondente à falange distal do 5º metatarso). As coordenadas destes pontos anatômicos foram obtidas através de digitação manual, no software SIMI Motion® (versão 6.1) e filtradas com um filtro digital tipo Butterworth de segunda ordem com frequência de 15 Hz (ORCHARD et al., 2002). As coordenadas filtradas foram utilizadas para a construção de um modelo de quatro segmentos corporais (tronco, coxa, perna e pé), o qual forneceu dados para a análise das variáveis do movimento. Tais segmentos foram formados pelos seguintes pontos: tronco - ápice da crista ilíaca e trocânter maior; coxa - trocânter maior e epicôndilo lateral; perna - epicôndilo lateral e maléolo lateral; pé - maléolo lateral e articulação metatarso-falangeal. A fig. 4 mostra o modelo biomecânico e a convenção utilizada para deslocamentos e velocidades angulares.

### 3.3. VARIÁVEIS DO ESTUDO

As variáveis dependentes do estudo para a análise dos padrões de coordenação do chute foram divididas em dois grupos: variáveis absolutas e variáveis temporais relativas (normalizadas em função do tempo). As variáveis absolutas correspondem à parametrização dos padrões relativos do movimento (magnitudes dos deslocamentos e das velocidades), ao passo que as variáveis temporais relativas são as características topológicas que descrevem os movimentos relativos entre os segmentos (NEWELL, 1985).

FIGURA 4 - MODELO BIOMECÂNICO BIDIMENSIONAL DE QUATRO SEGMENTOS



NOTA: O aumento dos ângulos do quadril e joelho se dará no sentido anti-horário.

As variáveis absolutas do estudo foram: máxima velocidade linear do maléolo lateral (MVLM), máxima velocidade angular do joelho (MVAJ), máxima velocidade angular do quadril (MVAQ), taxa de variação angular de extensão do joelho (TVAJ), amplitude máxima de flexão do joelho (FJ), amplitude máxima de extensão do quadril (EQ) e coeficiente de inclinação da pelve (CIP).

As variáveis temporais relativas do estudo foram: instante da máxima velocidade angular do quadril (IMVAQ) em relação ao instante da máxima velocidade angular do joelho (IMVAJ), início da extensão do joelho (IEJ) em relação ao instante de máxima velocidade angular do quadril (IMVAQ) e instante da máxima velocidade angular do joelho (IMVAJ) em relação ao instante da máxima velocidade linear do maléolo (IMVLM). Um gráfico ângulo-ângulo foi utilizado para a análise qualitativa da relação entre o quadril e o joelho. Tais variáveis têm sido empregadas em outros estudos que analisaram a coordenação do chute do futebol (ANDERSON e SIDAWAY, 1994; PUTNAM, 1991).

### 3.4. TRATAMENTO ESTATÍSTICO

Inicialmente, as variáveis foram submetidas a um teste de normalidade de *Kolgomorov-Smirnov*. As variáveis cinemáticas (amplitudes angulares máximas e velocidades angulares máximas das articulações do quadril e do joelho, e velocidade linear máxima do pé) foram analisadas através de um teste de variância com medidas repetidas (ANOVA two-way). Este teste busca identificar diferenças entre as variáveis dependentes absolutas e relativas supracitadas, em função da fadiga. Para identificar onde tais diferenças ocorreram, o teste de *Newman-Keuls* foi aplicado. Foi usado um nível de significância de  $p < 0,05$  para todos os testes estatísticos, os quais foram aplicados através do software Statistica® versão 5.5.

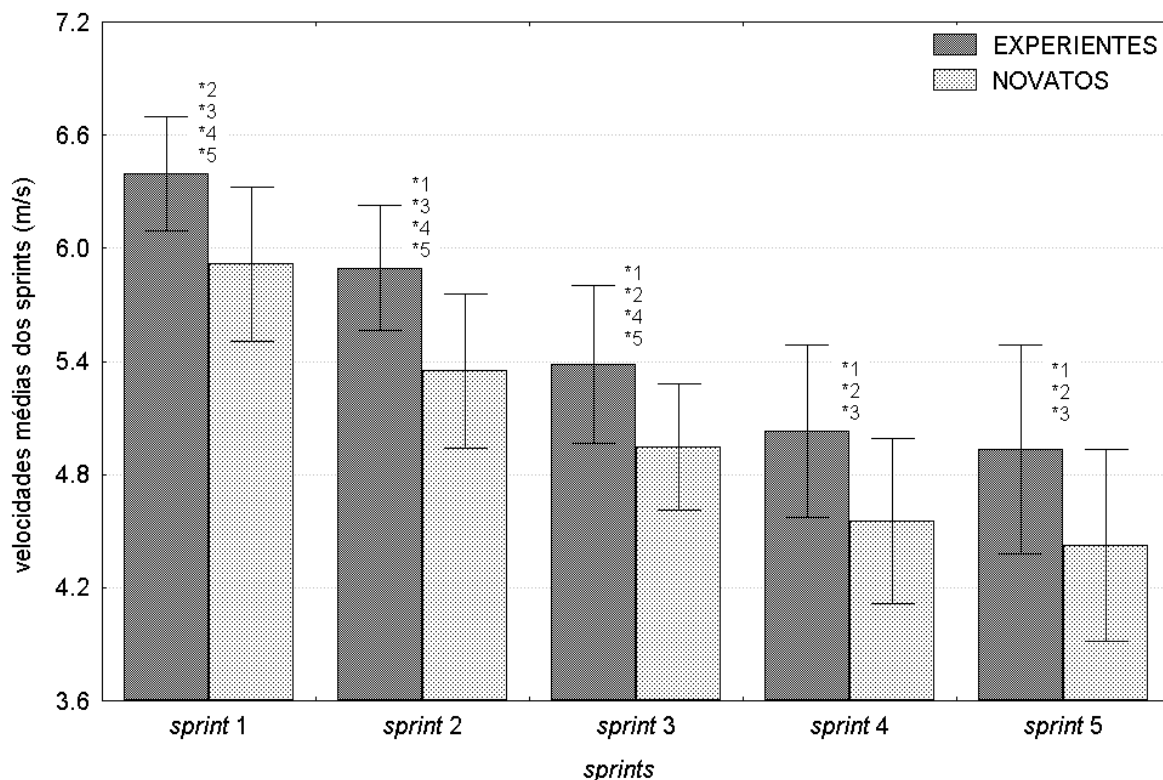
## 4. RESULTADOS

Os tópicos a serem abordados neste capítulo descrevem o comportamento de ambos os grupos em todas as variáveis do estudo, nos chutes realizados sem fadiga e nas diferentes condições de fadiga. Este capítulo descreve (1) o desempenho de ambos os grupos no protocolo de fadiga, (2) as variáveis absolutas e (3) as variáveis temporais relativas analisadas.

### 4.1. VELOCIDADES MÉDIAS DOS *SPRINTS* E FADIGA

O gráfico 1 mostra as velocidades médias do desempenho dos sujeitos novatos e experientes em cinco *sprints* alternados, do total de dez que foram realizados. Os sujeitos experientes obtiveram velocidades médias maiores do que as dos sujeitos novatos, em todos os *sprints* ( $p < 0,05$ ). Não houve interação entre os grupos, ou seja, as perdas na performance ocorreram na mesma proporção. Ambos os grupos demonstraram uma diminuição das velocidades médias a partir do 1º ao 2º *sprint*, do 2º ao 3º *sprint* e do 3º ao 4º *sprint* ( $p < 0,05$ ). As velocidades médias obtidas pelos sujeitos novatos e experientes no 1º *sprint* foram de 5,9 m/s e 6,4 m/s, respectivamente. As velocidades médias obtidas no 5º *sprint* foram de 4,4 m/s nos sujeitos novatos e de 4,9 m/s nos sujeitos experientes. Tais valores indicam uma perda de 25,4% e 23,4% nas velocidades médias do primeiro ao último *sprint* dos sujeitos novatos e experientes, respectivamente. Estas perdas fornecem evidências a respeito da diminuição da performance, decorrente da fadiga.

FIGURA 5 - VELOCIDADES MÉDIAS DO DESEMPENHO DOS SUJEITOS EXPERIENTES E NOVATOS, EM CINCO *SPRINTS* ALTERNADOS.



NOTA: Os números com (\*) indicam aonde foram encontradas diferenças ( $p < 0,05$ ) e os números indicam em relação a quais *sprints* tais diferenças foram encontradas.

#### 4.2. VARIÁVEIS ABSOLUTAS DE COORDENAÇÃO

Somente uma das duas câmeras teve seus dados coletados para processamento. Portanto, somente cinco chutes (de um total de dez realizados) de cada sujeito sob condições de fadiga foram analisados, além do chute realizado na condição sem fadiga. As seis condições de chute foram identificadas no presente estudo como: chute sem fadiga, chute 1, chute 2, chute 3, chute 4 e chute 5. A tabela 1 mostra os resultados das variáveis absolutas para os chutes, em ambos os grupos. Os dados indicam que os parâmetros de controle dos sujeitos experientes foram menos afetados pela fadiga, em relação aos dos sujeitos novatos. Observou-se que o chute sem fadiga não apresentou diferenças em relação ao chute 1, em nenhuma das variáveis absolutas ( $p > 0,05$ ), indicando que os níveis de fadiga impostos no início do protocolo não afetaram os parâmetros de controle dos padrões coordenativos do primeiro chute.

#### 4.2.1. Máxima velocidade linear do maléolo lateral (MVLM)

O chute de potência exige uma alta velocidade linear do pé, a qual pode ser indicada pela máxima velocidade linear do maléolo lateral (MVLM). Observaram-se diminuições na MVLM entre as condições e os grupos ( $p<0,05$ ). As magnitudes da MVLM foram maiores nos sujeitos experientes, em todos os chutes. Não foram encontradas diferenças entre o chute sem fadiga e o chute 1 ( $p>0,05$ ) em ambos os grupos.

Nos sujeitos novatos, a MVLM nos chutes 1, 2, 3 e 4 e sem fadiga foram maiores em comparação ao chute 5 ( $p<0,05$ ), sugerindo que o último chute do protocolo foi mais afetado pela fadiga que os chutes anteriores. Observou-se uma redução de 16,2 % na MVLM no chute 5 em relação ao chute sem fadiga ( $p<0,05$ ).

Nos sujeitos experientes, a MVLM no chute sem fadiga foi maior, em comparação aos chutes 2, 3, 4 e 5 ( $p<0,05$ ). A MVLM obtida no chute 2 foi menor que no chute 1 e maior que nos chutes 3, 4 e 5 ( $p<0,05$ ). Não foram encontradas diferenças entre os chutes 3, 4 e 5 ( $p>0,05$ ), sugerindo que os *sprints* realizados após o *sprint* 3 não induziram nenhum efeito adicional da fadiga. Observou-se uma perda de 10,8 % no chute 5 em relação ao chute sem fadiga ( $p<0,05$ ).

#### 4.2.2. Máxima velocidade angular do joelho (MVAJ)

Foram encontradas diferenças entre os chutes e os grupos ( $p<0,05$ ). A MVAJ foi maior nos sujeitos experientes, em todos os chutes. O gráfico 2 mostra a média agrupada da velocidade angular do joelho dos sujeitos novatos e experientes, em todos os chutes.

Nos sujeitos novatos, observou-se uma perda de 18,1 % na MVAJ no chute 5 em comparação ao chute sem fadiga ( $p<0,05$ ). A MVAJ nos chutes sem fadiga, 1 e 2 foi maior do que aquela observada ao final do protocolo de fadiga (chute 5) ( $p<0,05$ ). Nos sujeitos experientes, tais perdas foram de 7,8 % na MVAJ no chute 5 em comparação ao chute sem fadiga ( $p<0,05$ ). A MVAJ obtida no chute sem fadiga foi maior do que aquela obtida nos chutes 2, 3, 4 e 5 ( $p<0,05$ ).

TABELA 1 – MÉDIAS E DESVIOS-PADRÃO DAS VARIÁVEIS ABSOLUTAS DOS SUJEITOS NOVATOS E EXPERIENTES

NOVATOS						
Variável	Chute sem fadiga	Chute 1	Chute 2	Chute 3	Chute 4	Chute 5
<b>MVLM</b> (m/s)	11,7 ± 0,9	11,3 ± 1	11 ± 1	10,7 ± 1,2	10,6 ± 1,2	9,8 ± 1,4
<b>MVAJ</b> (graus/s)	1251,2 ± 155,2	1178,9 ± 200	1215,4 ± 193,8	1119,4 ± 236,3	1146,8 ± 208,1	1029,1 ± 224,8
<b>MVAQ</b> (graus/s)	312,6 ± 111,0	325,9 ± 126	292,3 ± 105,4	283,8 ± 94,8	273,4 ± 116,5	316,3 ± 105,1
<b>TVAJ</b>	65,4 ± 11,8	65,2 ± 16	62,6 ± 15,3	61,9 ± 19,3	64,8 ± 16,1	58,9 ± 16,4
<b>FJ</b> (graus)	70,1 ± 10,2	72,0 ± 10,4	73,5 ± 12,1	76,8 ± 11,2	75,5 ± 10,9	81,8 ± 9,9
<b>EQ</b> (graus)	176,3 ± 6,5	178,9 ± 7,6	178,8 ± 7,8	179,3 ± 7,2	179,8 ± 6,6	179,8 ± 6,8
<b>CIP</b>	-3,63 ± 13,3	-5,61 ± 21,8	3,63 ± 16,6	-2,38 ± 10,4	-8,01 ± 9,9	-1,88 ± 17,5

EXPERIENTES						
Variável	Chute sem fadiga	Chute 1	Chute 2	Chute 3	Chute 4	Chute 5
<b>MVLM</b> (m/s)	13 ± 0,9	12,8 ± 0,9	12,3 ± 0,8	11,8 ± 1,2	11,8 ± 1	11,6 ± 0,9
<b>MVAJ</b> (graus/s)	1553,5 ± 134,2	1483,6 ± 152,1	1455,9 ± 140,4	1416,7 ± 195,5	1411,1 ± 190	1414,3 ± 152
<b>MVAQ</b> (graus/s)	346,2 ± 87,5	346,8 ± 53,6	314,7 ± 59,5	320 ± 62,5	301,8 ± 94,5	289 ± 71
<b>TVAJ</b>	83 ± 16,7	76,7 ± 15,6	78,9 ± 17,5	77,9 ± 25,2	83,3 ± 19,9	85,5 ± 17,2
<b>FJ</b> (graus)	66,2 ± 8,4	70,4 ± 8,9	70,5 ± 9,5	74,7 ± 9,6	75,2 ± 8,9	74,2 ± 9
<b>EQ</b> (graus)	175,1 ± 6,8	178 ± 6,9	178 ± 7,3	178,2 ± 8,2	177,8 ± 7,5	177,8 ± 7,9
<b>CIP</b>	-7,36 ± 3,7	-8,68 ± 9,8	-6,42 ± 6,3	-9,6 ± 6,6	-12,99 ± 28,2	-5,77 ± 6,8

NOTA: Máxima velocidade linear do maléolo (MVLM), máxima velocidade angular do joelho (MVAJ), máxima velocidade angular do quadril (MVAQ), taxa de variação angular do joelho (TVAJ), ângulo mínimo de flexão do joelho (FJ), ângulo mínimo de extensão do quadril (EQ) e taxa de inclinação da pelve (CIP).

#### 4.2.3. Máxima velocidade angular do quadril (MVAQ)

Não foram encontradas diferenças na MVAQ entre os grupos ( $p > 0,05$ ). Não foram encontradas diferenças na MVAQ entre os chutes executados pelos sujeitos novatos ( $p > 0,05$ ). Entretanto, os sujeitos experientes apresentaram diferenças na MVAQ entre o chute efetuado sem fadiga e o chute efetuado ao final do protocolo de fadiga (chute 5) ( $p < 0,05$ ). O gráfico 2 mostra a média agrupada da velocidade angular do quadril dos sujeitos novatos e experientes, em todos os chutes.

#### 4.2.4. Taxa de variação angular do joelho (TVAJ)

A TVAJ foi calculada através do coeficiente linear da reta formada por quinze pontos sucessivos (positivos) que caracterizam os primeiros instantes da fase de extensão da articulação do joelho. Este coeficiente indica a aceleração da articulação no início da fase de extensão. Não foram encontradas diferenças na TVAJ entre as condições de chute, em ambos os grupos ( $p > 0,05$ ). As médias agrupadas dos coeficientes de todos os chutes foram de  $63,14 \pm 2,53$  e  $80,86 \pm 3,53$  nos sujeitos novatos e experientes, respectivamente ( $p < 0,05$ ). Tal diferença indica que no início da fase de extensão, o grupo dos sujeitos experientes foi capaz de gerar uma maior aceleração angular, quando comparado ao grupo dos sujeitos novatos.

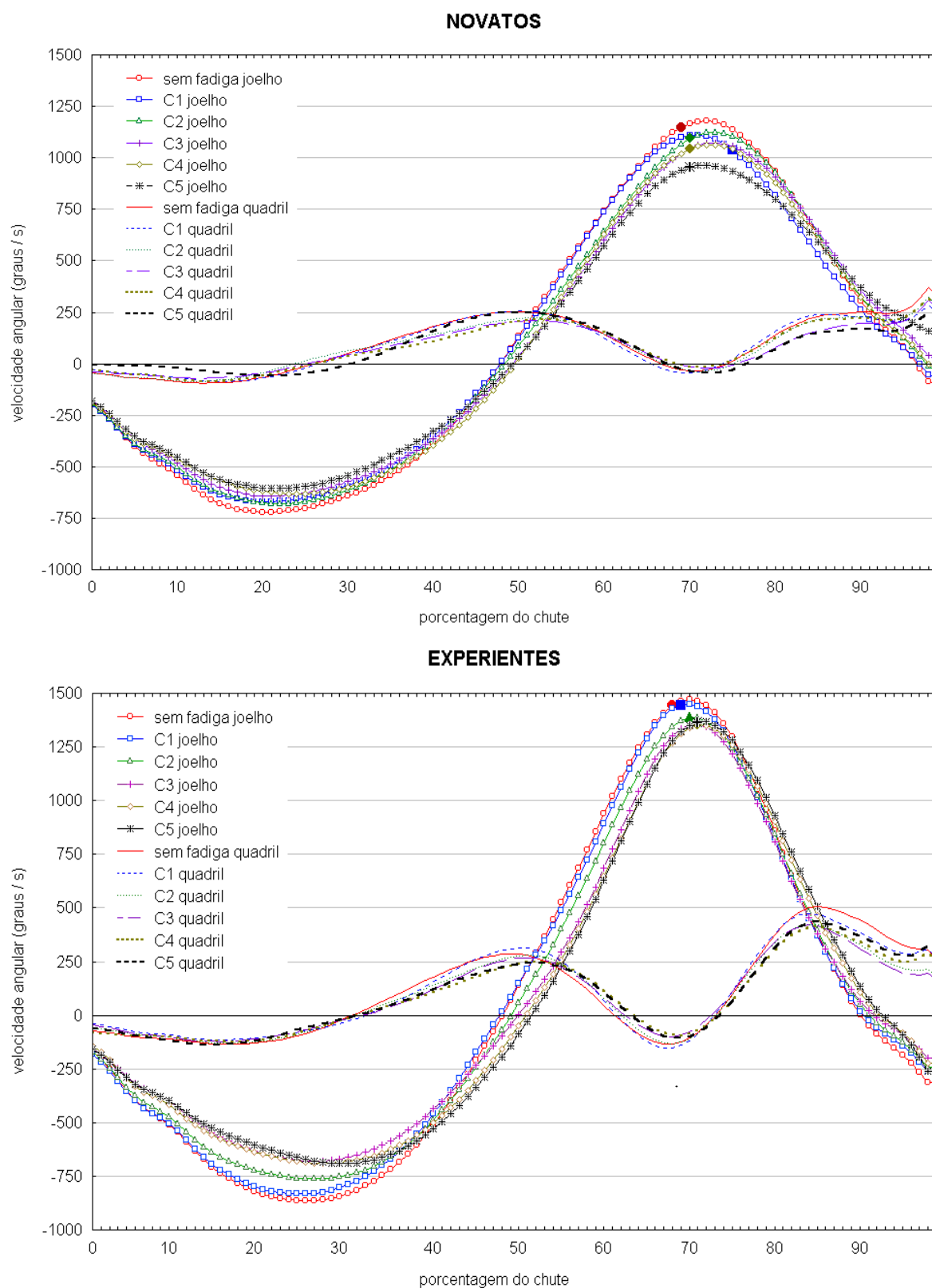
#### 4.2.5. Amplitude máxima de flexão do joelho (FJ) e de extensão do quadril (EQ)

Não foram encontradas diferenças entre os grupos nas amplitudes articulares máximas durante a FJ e a EQ ( $p > 0,05$ ).

A amplitude máxima de FJ no chute sem fadiga e chute 1 dos sujeitos novatos foi maior do que a encontrada ao final do protocolo de fadiga (chute 5) ( $p < 0,05$ ).

Os sujeitos experientes apresentaram a amplitude máxima de FJ maior no chute sem fadiga, em comparação àquela encontrada em todos os demais chutes. Neste mesmo grupo, foram encontradas diferenças na amplitude máxima de flexão do joelho no chute 2 em comparação aos chutes 3, 4 e 5 ( $p < 0,05$ ). Ambos os grupos apresentaram diferenças na amplitude máxima de EQ no chute sem fadiga em relação a todos os demais chutes ( $p < 0,05$ ).

FIGURA 6 – MÉDIAS AGRUPADAS DAS VELOCIDADES ANGULARES DO QUADRIL E JOELHO DE SUJEITOS NOVATOS E EXPERIENTES, NAS CONDIÇÕES COM E SEM FADIGA

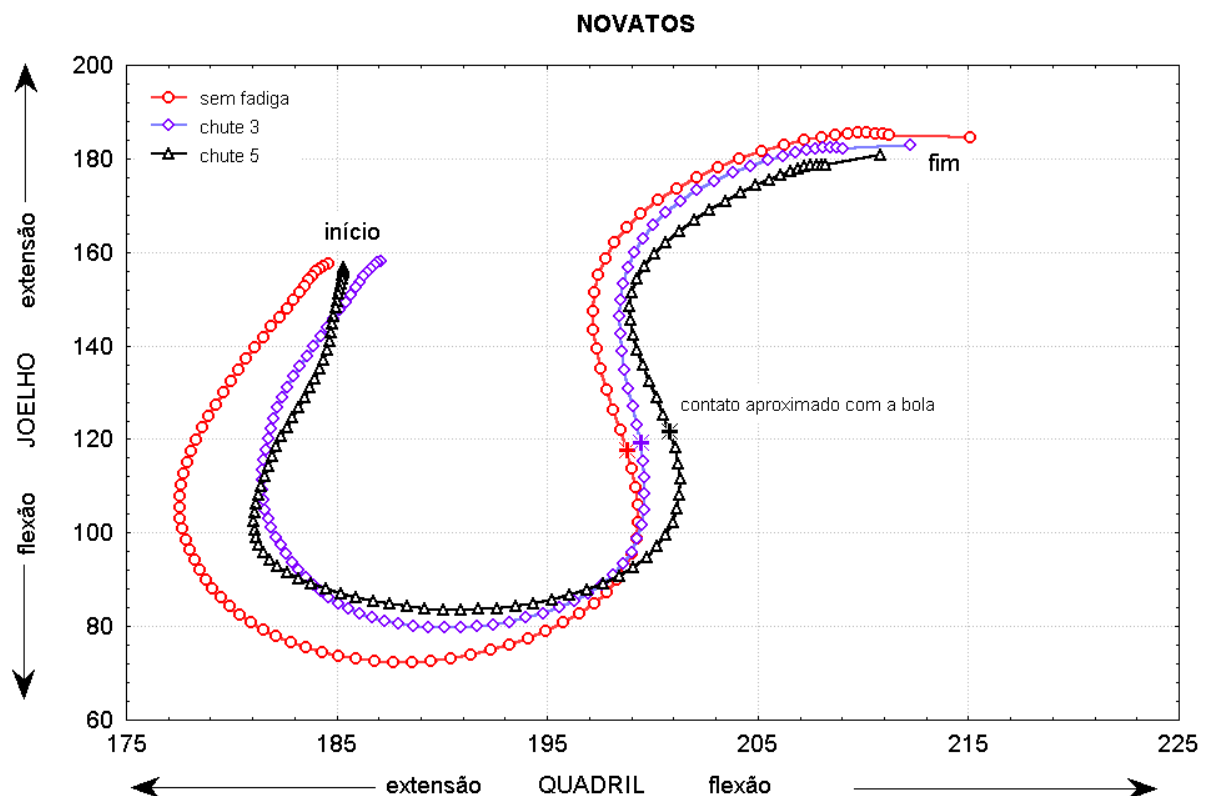


NOTA: C1 a C5 representam os chutes com fadiga. Os pontos marcados representam o instante aproximado de contato do pé com a bola.

#### 4.2.6. Coeficiente de inclinação da pelve (CIP)

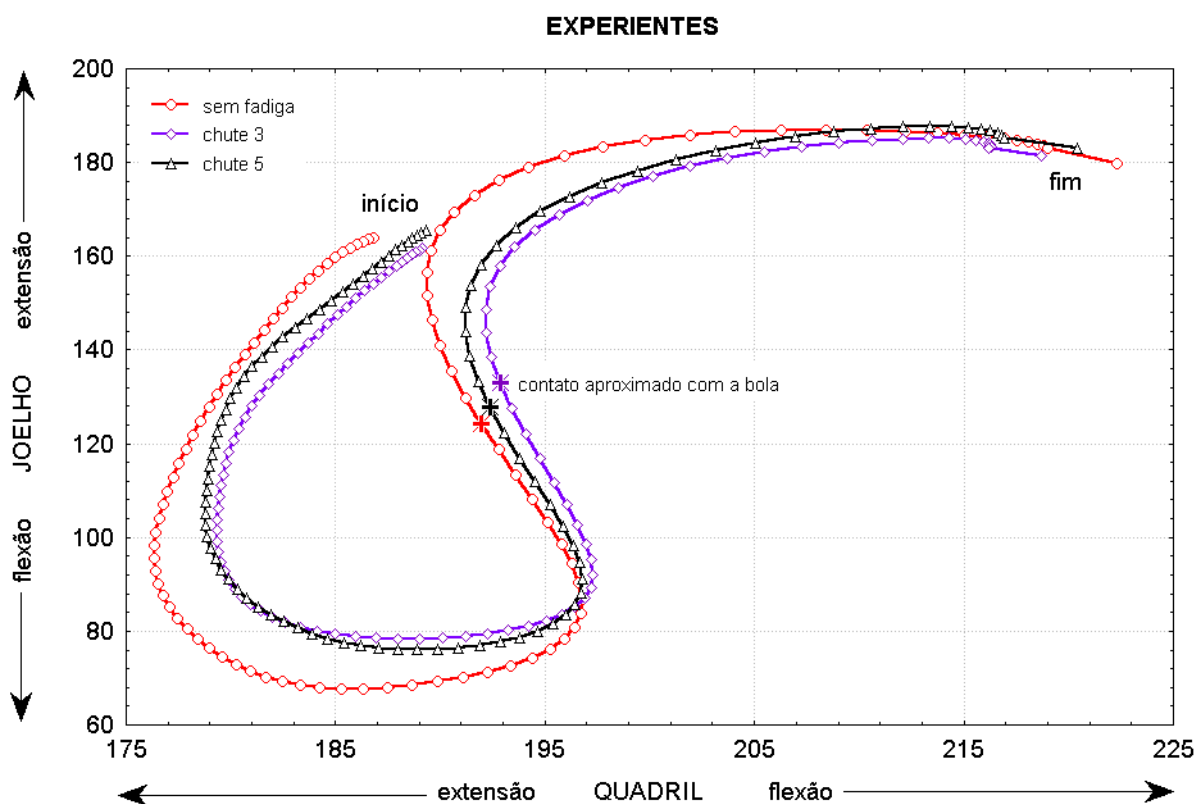
Os gráficos 3 e 4 mostram a relação ângulo-ângulo do deslocamento articular do quadril e joelho dos sujeitos novatos e experientes. Os coeficientes lineares da reta no gráfico ângulo-ângulo mostraram que não houve diferenças em função da fadiga, em todos os chutes. O CIP revelou que a relação angular entre joelho e quadril não foi afetada pela fadiga. Foram encontradas diferenças entre os grupos (novatos e experientes) ( $p < 0,05$ ). A média agrupada dos CIP dos sujeitos novatos foi de  $-2,98 \pm 3,95$ . A média agrupada dos coeficientes dos chutes dos sujeitos experientes foi de  $-8,47 \pm 2,63$ .

FIGURA 7 - RELAÇÃO ÂNGULO-ÂNGULO ENTRE QUADRIL E JOELHO DE SUJEITOS NOVATOS NAS CONDIÇÕES COM E SEM FADIGA



NOTA: Os pontos marcados representam o instante aproximado de contato do pé com a bola. Os chutes 1, 2 e 4 foram omitidos para melhor visualização das condições experimentais.

FIGURA 8 - RELAÇÃO ÂNGULO-ÂNGULO ENTRE QUADRIL E JOELHO DE SUJEITOS EXPERIENTES NAS CONDIÇÕES COM E SEM FADIGA



NOTA: Os pontos marcados representam o instante aproximado de contato do pé com a bola. Os chutes 1, 2 e 4 foram omitidos para melhor visualização das condições experimentais.

#### 4.3. VARIÁVEIS TEMPORAIS RELATIVAS DE COORDENAÇÃO

A tabela 2 mostra as variáveis temporais relativas do estudo. Os dados indicaram que as características topológicas de coordenação do chute foram similares entre os sujeitos testados (novatos e experientes). Observou-se também que tais padrões mantiveram-se bastante consistentes e foram pouco alterados, em função da fadiga.

#### 4.3.1. Instante da máxima velocidade angular do quadril (IMVAQ) em relação ao instante da máxima velocidade angular do joelho (IMVAJ)

Não foram encontradas diferenças no instante da máxima velocidade angular do quadril (IMVAQ) em relação ao instante da máxima velocidade angular do joelho (IMVAJ) entre os grupos e entre os chutes ( $p>0,05$ ).

TABELA 2 – VARIÁVEIS TEMPORAIS RELATIVAS

NOVATOS						
variáveis	Chute sem fadiga	Chute 1	Chute 2	Chute 3	Chute 4	Chute5
IMVAQ / IMVAJ	$0,70 \pm 0,07$	$0,70 \pm 0,08$	$0,70 \pm 0,08$	$0,70 \pm 0,11$	$0,68 \pm 0,18$	$0,71 \pm 0,08$
IEJ / IMVAQ	$0,97 \pm 0,09$	$0,98 \pm 0,07$	$0,96 \pm 0,07$	$0,98 \pm 0,11$	$0,95 \pm 0,09$	$0,97 \pm 0,06$
IMVAJ / IMVLM	$1,06 \pm 0,07$	$1,05 \pm 0,06$	$1,07 \pm 0,07$	$1,08 \pm 0,10$	$1,06 \pm 0,09$	$1,08 \pm 0,08$

EXPERIENTES						
variáveis	Chute sem fadiga	Chute 1	Chute 2	Chute 3	Chute 4	Chute5
IMVAQ / IMVAJ	$0,72 \pm 0,05$	$0,72 \pm 0,05$	$0,73 \pm 0,05$	$0,73 \pm 0,05$	$0,73 \pm 0,05$	$0,73 \pm 0,07$
IEJ / IMVAQ	$0,97 \pm 0,08$	$0,96 \pm 0,09$	$0,97 \pm 0,11$	$0,97 \pm 0,09$	$0,99 \pm 0,09$	$1,01 \pm 0,11$
IMVAJ / IMVLM	$1,02 \pm 0,02$	$1,02 \pm 0,02$	$1,02 \pm 0,02$	$1,02 \pm 0,02$	$1,02 \pm 0,03$	$1,02 \pm 0,03$

NOTA: Instante da máxima velocidade angular do quadril em relação ao instante da máxima velocidade angular do joelho (IMVAQ / IMVAJ), início da extensão do joelho em relação ao instante da máxima velocidade angular do quadril (IEJ / IMVAQ), instante da máxima velocidade angular do joelho em relação ao instante da máxima velocidade linear do maléolo (IMVAJ / IMVLM).

#### 4.3.2. Início da extensão do joelho (IEJ) em relação ao instante de máxima velocidade angular do quadril (MVAQ)

Não foram encontradas diferenças no início da extensão do joelho (IEJ) em relação ao instante de máxima velocidade angular do quadril (MVAQ) entre os grupos e entre os chutes ( $p>0,05$ ).

#### 4.3.3. Instante da máxima velocidade angular do joelho (IMVAJ) em relação ao instante da máxima velocidade linear do maléolo (IMVLM)

Não foram encontradas diferenças entre os chutes ( $p>0,05$ ). Houve diferença entre os grupos ( $p<0,05$ ). A média agrupada de todos os chutes mostrou que nos sujeitos novatos o IMVLM ocorreu  $7 \% \pm 1\%$  antes do IMVAJ, ao passo que nos sujeitos experientes o IMVLM ocorreu sistematicamente a  $2 \%$  antes do IMVAJ.

## 5. DISCUSSÃO

Pouco se sabe sobre como os múltiplos componentes do sistema neuromuscular são organizados para a produção de movimentos em diferentes contextos. A fadiga é um contexto inevitável na maioria dos esportes, principalmente naqueles que requerem movimentos de natureza explosiva. No futebol, por exemplo, MOHR et al. (2003) afirmam que a fadiga pode ocorrer tanto temporariamente quanto cumulativamente até o final de um jogo. Os efeitos da fadiga sobre a coordenação têm sido investigados em diversos movimentos (LEES e DAVIES, 1988; BONNARD et al. 1994; FORESTIER e NOUGIER, 1998; RODACKI et al., 2001b, 2002). Acredita-se que além da natureza explosiva do movimento, a experiência dos sujeitos e o método através do qual a fadiga foi induzida podem influenciar nos resultados dos estudos. O presente estudo objetivou investigar os efeitos da fadiga sobre a coordenação do chute do futebol em função do nível de experiência dos sujeitos (novatos e experientes). No presente estudo a fadiga foi induzida através de um protocolo que incluiu 10 *sprints* sucessivos, intercalados por um chute em direção ao gol.

A diminuição nas velocidades de deslocamento durante os *sprints* foi utilizada como parâmetro de redução na performance, devido à fadiga. A maior velocidade média dos sujeitos experientes em relação aos sujeitos novatos podem ser explicadas pelos efeitos específicos do treinamento aos quais os sujeitos experientes participavam. Estes resultados sugerem que os sujeitos experientes possuíam melhor condicionamento físico e seriam, portanto, menos susceptíveis aos efeitos do protocolo de fadiga. Todavia, a ausência de interação entre a redução na velocidade média de deslocamento e o nível de experiência dos grupos estudados revelou que o protocolo de fadiga adotado foi adequado para reduzir a capacidade de manter a performance na tarefa. Ambos os grupos foram afetados similarmente pelo protocolo de fadiga. A ausência de diferenças na velocidade média de deslocamento no final do protocolo de fadiga (entre o quarto e o quinto *sprint*), indicou que os sujeitos encontravam-se em uma condição acentuada de fadiga, independentemente do nível de experiência – vide figura 5.

O chute é um movimento multi-articular explosivo, que requer uma alta velocidade do segmento mais distal do sistema, a qual foi representada no presente estudo pela máxima velocidade linear do maléolo. A velocidade do maléolo no instante do contato com a bola é um dos principais fatores determinantes da potência do chute (DÖRGE, 2002). A maximização da velocidade linear do maléolo depende das velocidades angulares dos segmentos proximais (quadril e joelho), assim como da transferência de velocidades entre eles. Além das velocidades angulares das articulações que compõem o sistema, a velocidade linear do maléolo também depende de uma relação temporal entre as articulações (PUTNAM, 1991), na qual o movimento do segmento distal inicia-se no instante da máxima velocidade angular do segmento proximal adjacente (BUNN, 1972). Desta maneira, coordenação pode ser definida como os movimentos relativos entre os segmentos e um objeto a ser interceptado, enquanto que o controle pode ser expresso pelos parâmetros absolutos do movimento (NEWELL, 1985).

No presente estudo, observou-se que os sujeitos novatos e experientes apresentaram uma organização temporal relativa do movimento (coordenação) muito similar, apesar das velocidades lineares do maléolo (controle) terem sido maiores nos sujeitos com extensiva experiência prévia. Esses resultados opõem-se aos achados reportados por ANDERSON e SIDAWAY (1994), que mostraram diferenças na coordenação entre sujeitos novatos e experientes. Os autores observaram que os sujeitos novatos apresentaram padrões temporais relativos diferentes daqueles apresentados por sujeitos experientes, resultando em menores velocidades lineares do pé. Estas diferenças eram caracterizadas por alterações na relação angular entre as articulações do joelho e quadril. O padrão coordenativo do chute dos sujeitos novatos era organizado de forma que as articulações do joelho e quadril se moviam “fora de fase”, ou seja, caracterizado por dois eventos distintos, executados em série. Assim, o chute era controlado predominantemente ao redor do quadril, enquanto que a articulação do joelho iniciava sua extensão próximo ao instante do impacto do pé com a bola. Acredita-se que esta seja uma estratégia do sistema neuromuscular para simplificar o movimento no início da aprendizagem, a fim de reduzir o número de

graus de liberdade do sistema, tornando-o mais facilmente controlável (BERNSTEIN, 1967).

Os achados conflitantes entre o presente estudo e aquele realizado por ANDERSON e SIDAWAY (1994) podem ser explicados por diferentes fatores. Tais conflitos podem ter sido causados por diferenças no modelo biomecânico, pelo menor tamanho da amostra e por diferenças no critério utilizado para selecionar os sujeitos novatos. O modelo utilizado no presente estudo buscou representar os movimentos do quadril em relação à pelve, ao invés do tronco – como empregado no estudo citado. Os modelos que empregam o segmento do tronco para determinar os movimentos do quadril negligenciam os movimentos de inclinação da pelve no plano sagital (ântero e retroversão), além de estarem sujeitos aos efeitos das curvaturas vertebrais, que podem ser alteradas pela flexão do tronco durante a execução do movimento. Sabe-se que existe uma forte correlação entre a inclinação pélvica e a flexão unilateral do quadril (MURRAY, 2002). O modelo empregado no estudo de ANDERSON e SIDAWAY (1994) pode ter superestimado os valores angulares do quadril (deslocamento e velocidades). De fato, observou-se entre o estudo citado e o presente estudo uma discrepância de  $\sim 252\%$  na máxima velocidade angular do quadril nos sujeitos experientes e novatos, enquanto que a máxima velocidade angular do joelho difere apenas em  $\sim 0,6\%$  para ambos os grupos. Estas diferenças não podem ser explicadas pelos filtros aplicados no processamento dos dados de ambos os estudos, visto que a velocidade encontrada na articulação do joelho ( $\sim 4$  vezes maior no joelho do que no quadril) foi bastante similar entre os grupos. O tamanho e a homogeneidade da amostra também pode ter contribuído para que tais diferenças tenham ocorrido. No presente estudo, foram analisados 30 sujeitos (15 novatos e 15 experientes), enquanto que a amostra selecionada no outro estudo foi de apenas nove sujeitos (seis novatos e três experientes). Uma outra explicação para a diferença entre esses achados está na dificuldade de se controlar a experiência prévia que os sujeitos novatos podem ter tido com o chute. Não são conhecidos estudos que tenham investigado a quantidade mínima de prática que pode resultar em mudanças na coordenação, durante a aprendizagem de um movimento novo. NEWELL (1985) afirma que a maioria dos estudos de aprendizagem envolve a participação de sujeitos novatos em um estágio

intermediário de controle não otimizado. Portanto, pode-se especular que os sujeitos novatos do presente estudo tiveram poucas experiências prévias com o chute, apesar de suficientes para adquirir características topológicas apropriadas entre os segmentos.

Ao comparar os resultados deste estudo e daquele realizado por ANDERSON e SIDAWAY (1994), observou-se que a única variável que apresentou similaridades em ambos os estudos foi o instante da máxima velocidade linear do maléolo em relação ao instante da máxima velocidade angular do joelho. Foi demonstrada uma tendência do instante da máxima velocidade linear do maléolo ocorrer mais próximo do instante da máxima velocidade angular do joelho, em sujeitos experientes. Esta relação temporal tem sido atribuída a uma melhor somação de velocidades do quadril em relação ao joelho (BUNN, 1972), na qual estas articulações se movem “em fase”. Acredita-se que tal padrão caracterizaria a performance de sujeitos experientes. Portanto, a ausência de diferenças nas demais variáveis temporais relativas do movimento indica que somente a parametrização dos padrões de coordenação do chute (controle) difere, entre sujeitos de diferentes níveis de experiência. Tais achados se opõem à hipótese que sujeitos novatos apresentariam diferenças nos tempos relativos de coordenação do chute, quando comparados a sujeitos experientes. Portanto, a hipótese  $H_1$  foi rejeitada.

Define-se 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 performance (NEWELL, 1985). Foi demonstrado que a máxima velocidade angular do joelho e linear do maléolo foram maiores nos sujeitos experientes. Entretanto, não foram encontradas diferenças nas máximas velocidades angulares do quadril, entre ambos os grupos. Isto indica que, quando comparada à máxima velocidade angular do quadril, a máxima velocidade angular do joelho tem uma contribuição mais importante na máxima velocidade linear do maléolo. Estes achados podem ser interpretados como resultado da capacidade dos músculos extensores do joelho dos sujeitos experientes de produzirem maior torque ao redor do joelho, devido a um efeito de treinamento. A melhor coordenação intra-segmentar nos sujeitos experientes, ou seja, a organização da ativação dos músculos que atuam estendendo e flexionando o joelho também pode explicar tais diferenças.

Estudos que envolvam a ativação destes músculos são necessários para confirmar estas especulações. Acredita-se que o torque líquido em uma articulação, em movimentos explosivos, resulta das forças passivas (reativas, inerciais) e da atividade (concêntrica e excêntrica) de todos os músculos que a cruzam (PUTNAM, 1991; ENOKA, 2002; DÖRGE et al., 2002).

A tabela 1 mostra que em ambos os grupos a máxima velocidade angular do joelho e máxima velocidade linear do maléolo foram afetadas pela fadiga nos últimos chutes, ao final do protocolo. Esses resultados permitem aceitar a hipótese  $H_2$ , que propõe que os parâmetros absolutos do movimento seriam reduzidos nos chutes efetuados nas condições de fadiga, em sujeitos novatos e experientes. Tais achados indicam que a diminuição na velocidade angular do joelho, decorrente da fadiga, causa a redução na máxima velocidade linear do maléolo. As maiores amplitudes de flexão do joelho, que contribuíram para a maior velocidade linear do maléolo observadas nos primeiros chutes, indicam que a amplitude articular é um importante aspecto de controle na coordenação intra-segmentar. Foi demonstrado que ambos os grupos apresentaram um padrão seqüencial apropriado para o chute, apesar dos sujeitos experientes terem apresentado melhor controle, permitindo uma maior máxima velocidade linear do maléolo e uma melhor performance na execução do movimento. Estes achados confirmam a teoria de NEWELL (1985) a respeito da aprendizagem de habilidades motoras, que afirma que o aprendiz deve inicialmente adquirir as seqüências temporais adequadas entre os segmentos, para então ajustar o controle dos parâmetros desta organização.

Observou-se que ambos os grupos apresentaram um padrão seqüencial próximo-distal na coordenação do chute. Tal padrão é descrito na literatura como sendo o ótimo na coordenação de movimentos que requerem grandes velocidades dos segmentos distais (VAN INGEN SCHENAU, 1989; PUTNAM, 1993). Verificou-se que o início da extensão do joelho ocorreu no instante da máxima velocidade angular do quadril (figura 6). Tais achados confirmam as conclusões de outros estudos experimentais e simulações (BOBBERT e VAN SOEST, 1994; RODACKI et al., 2001a), que demonstraram que a execução de movimentos explosivos depende de padrões pré-programados de ativação muscular. Se tais achados forem aplicados ao

chute, pode-se admitir que o padrão coordenativo do movimento não foi afetado por nenhuma das condições de fadiga, sugerindo que a coordenação possui um estereótipo estável de ações relativas entre os segmentos. Pode-se sugerir que o treinamento extensivo do chute sob condições de fadiga pode desencadear mudanças na coordenação do movimento, que acabem conduzindo a um padrão diferente daquele estabelecido como “ótimo” para a condição sem fadiga, fazendo com que a performance seja reduzida quando o movimento for executado sob estas condições (RODAKİ e FOWLER, 2002b).

A relação entre o deslocamento angular das articulações do quadril e joelho foi observada nas figuras 7 e 8. Este tipo de análise tem sido usado em outros estudos para investigar qualitativamente a coordenação do chute relacionada à aprendizagem (ANDERSON e SIDAWAY, 1994) e ao uso de feedback (WILLIAMS et al., 2002). O coeficiente da reta que descreve o deslocamento do quadril e do joelho no período que precedeu o instante do contato do pé com a bola demonstrou diferenças no deslocamento da pelve no plano sagital, em ambos os grupos experimentais. Os coeficientes destas retas indicaram uma maior amplitude de inclinação da pelve para trás, nos sujeitos experientes. Uma análise qualitativa da velocidade angular do quadril mostra que, no instante da máxima velocidade angular do joelho, a velocidade desta inclinação da pelve para trás foi maior nos sujeitos experientes (figura 6). Tais achados indicam que a inclinação da pelve para trás pode contribuir para uma melhor transferência de energia entre as articulações, que proporcionariam maior velocidade na extensão do joelho. Pode-se especular que a rotação da pelve para trás pode potencializar a contribuição do músculo reto femoral sobre a velocidade angular de extensão do joelho. Tal transferência pode confirmar a propriedade “tendinosa” do reto femoral, que atua como um tendão entre as articulações do quadril e do joelho. VAN INGEN SCHENAU et al. (1990) sugerem que quando um segmento proximal está se movendo e um músculo bi-articular se contrai isometricamente, uma energia adicional pode ser transportada deste segmento proximal para o segmento distal adjacente através de uma ação “ligamentar” deste músculo. Embora a literatura tenha descrito a importância da rotação pélvica no plano horizontal para permitir que o pé do chute alcance uma alta velocidade linear (DAVIDS et al., 2000), não são conhecidos estudos

que tenham se referido à importância da inclinação da pelve no plano sagital durante os movimentos de extensão e flexão do quadril durante o chute. A consistência observada no padrão coordenativo dos grupos, durante o protocolo de fadiga, revela que tais ações são executadas de forma estereotipada e reforça o conceito de que as ações explosivas são controladas por uma estratégia pré-organizada (RODAKI et al., 2002).

ENOKA (2002) afirma que quando as demandas da tarefa exigem esforços submáximos, o sistema neuromuscular pode retardar o declínio da produção de força (fadiga) variando o padrão de ativação dos músculos sinergistas. Há evidências na literatura que afirmam que os efeitos da fadiga sobre a coordenação motora dependem da natureza da tarefa. RODACKI et al. (2001b, 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. O chute experimentalmente investigado no presente estudo exige altas velocidades lineares do pé, ao mesmo tempo em que intercepta uma bola em direção a um alvo específico (precisão relativa). Foi demonstrado que a coordenação do chute, quando efetuado com tais objetivos, possui um estereótipo bastante consistente sob as condições de fadiga, induzidas experimentalmente através do protocolo de *sprints* sucessivos aplicado neste estudo. Tais achados podem ser explicados pelos diferentes processos com que o sistema neuromuscular controla movimentos lentos e explosivos. Segundo PSEK e CAFARELLI (1993), movimentos explosivos são controlados por um “*common drive*”, ou seja, um mecanismo central gerador de padrões de movimentos. Acredita-se que este mecanismo controla a atividade dos músculos agonistas e antagonistas como uma unidade funcional. Portanto, movimentos explosivos efetuados sem fadiga apresentariam padrões similares de ativação muscular, quando efetuados nas condições com fadiga. Em contrapartida, outros estudos demonstraram diferenças na coordenação de movimentos lentos e submáximos. 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 uma boa performance. Quando os arremessos eram efetuados em condições sem fadiga, observou-se que os tempos relativos entre as articulações do cotovelo e do punho respeitaram o princípio da somatória de velocidades (BUNN, 1972), entretanto, quando os arremessos eram efetuados em condição de 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). No presente estudo, observou-se que ambos os grupos apresentaram estabilidade nos tempos relativos de coordenação do chute, em todas as condições (com e sem fadiga). Portanto, a hipótese H<sub>3</sub> foi aceita.

## 6. CONCLUSÕES

O presente estudo objetivou investigar os efeitos de diferentes condições de fadiga na coordenação do chute do futebol, em sujeitos novatos e experientes. Foi demonstrado que sujeitos novatos apresentaram padrões de coordenação similares àqueles apresentados por sujeitos experientes, apesar dos sujeitos experientes terem mostrado maiores velocidades lineares do pé. Foi demonstrado que os sujeitos experientes apresentaram maiores taxas de inclinação da pelve para trás, o que indica uma estratégia para proporcionar uma melhor transferência de energia entre as articulações do quadril e joelho. Tal estratégia pode auxiliar a explicar, em parte, a maior velocidade angular encontrada no joelho em todas as condições de chute, independente do nível de fadiga imposto. Entretanto, tais diferenças foram observadas somente nos parâmetros absolutos desta inclinação (amplitude e velocidade), em sujeitos novatos e experientes. Portanto, tais achados revelam que as diferenças no chute, em função da experiência prévia, encontram-se no controle do movimento e não na coordenação.

Não foram encontradas diferenças na coordenação (tempos relativos) dos chutes efetuados nas diferentes condições de fadiga. Observou-se que somente o controle dos parâmetros do chute (velocidades e amplitudes) foi afetado pela fadiga, em sujeitos novatos e experientes. Entretanto, a redução das velocidades do pé em função da fadiga foi menor nos sujeitos experientes, quando comparados aos sujeitos novatos. Isto indica que o condicionamento físico dos sujeitos experientes, resultante do treinamento, permite que os mesmos mantenham altas velocidades lineares do pé em condições de fadiga acentuada.

Tais achados evidenciam que a coordenação do chute segue um estereótipo bastante consistente de organização relativa entre os segmentos, e que tal organização não é afetada pela fadiga, independentemente da experiência prévia dos sujeitos. Entretanto, se o movimento for extensivamente praticado em condições de fadiga, pode-se sugerir que a adaptação do sistema neuromuscular a esse contexto resulte no estabelecimento de um outro padrão de coordenação que possa não ser “ótimo” para a capacidade de gerar tensão da musculatura.

Dessa forma, sugere-se que outras investigações sejam feitas, analisando-se também os padrões de ativação muscular, para que os processos de adaptação do sistema neuromuscular sob diferentes contextos sejam melhor compreendidos.

## REFERÊNCIAS

- ALEXANDER, S. P. Sequential joint extension in jumping. **Human Movement Science**, n. 8, p. 339-345, 1989.
- ANDERSON, D. I.; SIDAWAY, B. Coordination changes associated with practice of a soccer kick. **Research quarterly for exercise and sport**, v. 65, n. 2, p. 93-99, 1994.
- ARAGÓN-VARGAS, L. F.; GROSS, M. M. Kinesiological factors in vertical, jump performance: Differences among individuals. **Journal of Applied Biomechanics**, n. 13, p. 24-44, 1997.
- ATWATER, A. E. **Biomechanics of overarm throwing movements and of throwing injuries**. Exercise and Sport Science Reviews, p. 43-85. Baltimore: Williams e Wilkins, 1979.
- BARFIELD, W. R. Effects of selected kinematic and kinetic variables on instep kicking with dominant and non-dominant limbs. **Journal of Human Movement Studies**, n. 29, p. 251-272, 1995.
- BEEK, P. J.; PEPPER, C. E.; STEGEMAN, D.F. Dynamical models of movement coordination. **Human Movement Science**, n. 14, p. 573-608, 1995.
- BERNSTEIN, N. **The coordination and regulation of movements**. New York: Pergamon, 1967.
- BIGLAND-RICHIE, B.; WOODS, J. J. Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. **Muscle Nerve**, n. 7, p. 691-699, 1984.
- BOBBERT, M. F.; VAN INGEN SCHENAU, G. J. Coordination in vertical jumping. **Journal Biomechanics**, v. 21, n. 3, p. 249-262, 1988.
- BOBBERT, M. F.; VAN SOEST, A. J. Effects of muscle strengthening on vertical jump height: a simulation study. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, n. 26, p. 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**, n. 166, p. 101-105, 1994.
- BUNN, J.W. **Scientific principles of coaching**. Practice-Hall, Inc., Englewood Cliffs, NJ, 1972.
- CLARK, J. E.; PHILLIPS, S. J.; PETERSEN, R. Developmental stability in jumping. **Developmental Psychology**, v. 25, n. 6, p. 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**, n. 18, p. 703-714, 2000.

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

ENOKA, R. M. Mechanisms of muscle fatigue: central factors and task dependency. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 5, n. 3, p. 141-149, 1995.

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

FELTNER, M. E. Three-dimensional interactions in a two-segment kinetic chain. Part II: application to the throwing arm in baseball pitching. **International Journal of Sports Biomechanics**, n. 5, p. 420-450, 1989.

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

GIELEN, C.C.A.M.; VAN BOLHUIS, B.M.; THEEUEN, M. On the control of biologically and kinematically redundant manipulators. **Human Movement Science**, n. 14, p. 487-509, 1995.

HOFF, J.; HAALAND, E. Bilateral motor performance effects from training the non-dominant foot in competitive soccer players. In: SPINKS, W; REILLY, T. e MURPHY, A. **Science and Football IV**. London: Routledge, 2002.

HUDSON, J. L. Coordination of segments in the vertical jump. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 18, n. 2, p. 242-251, 1986.

JENSEN, J. L.; PHILLIPS, S. J. Variations on the vertical jump: Individual adaptations to changing task demands. **Journal of Motor Behaviour**, n. 23, p. 63-74, 1991.

KELSO, J. A. S. **Dynamic Patterns: the self-organisation of brain and behavior**. Cambridge: MIT press, 1995.

KELSO, J.A.S. Relative timing in brain and behavior: some observations about the generalized motor program and self-organized coordination dynamics. **Human Movement Science**, n. 16, p. 453-460, 1997.

KREIGHBAUM, E.; BARTHELS, K. M. **Biomechanics: A qualitative approach for studying human movement**. 3.ed. New York: Macmillan Publishing Company, 1990.

LEES A.; DAVIES, T. The effects of fatigue on soccer kick kinematics. **Journal of Sports Sciences**, n. 6, p. 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.

MAGILL, R. A. **Aprendizagem motora: conceitos e aplicações**. 5. ed. São Paulo: Edgard Blücher, 2000.

McDONALD, M. D. Relative timing of emg profiles for novice and elite soccer players. In: REILLY, T. **Science of Soccer**, p. 23-25, London: Spon Press, 2002.

MOHR, M.; KRUSTRUP, P.; BANGSBO, J. Match performance of high-standard soccer player with reference to development of fatigue. **Journal of Sports Sciences**, n. 21, p. 519-528, 2003.

MURRAY, R. et al. Pelvifemoral rhythm during unilateral hip flexion in standing. **Clinical Biomechanics**, n. 17, p. 147-151, 2002.

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.

NEWELL, K. M. Dimensional change in motor learning. **Human Movement Science**, n. 20, p. 695-715, 2001.

ORCHARD, S. et al. Muscle activity during the drop punt kick. In: REILLY, T. **Science of Soccer**, p. 23-25, London: Spon Press, 2002.

PETERSEN, R. The development of movement control parameters in jumping. **Dissertação de doutorado**. University of Maryland, College Park, USA, 1984.

PSEK, J. A.; CAFARELLI, E. Behaviour of coactive muscles during fatigue. **Journal of Applied Physiology**, n. 74, p. 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**, v. 23, n. 1, p. 130-141, 1991.

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

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

RODACKI, A. L. F.; FOWLER, N. E.; BENNETT, S. The effect of postural variations in movement co-ordination during plyometric rebound exercises, **Journal of Applied Biomechanics**, n. 17, p. 14-27, 2001a.

RODACKI, A. L. F.; FOWLER, N. E.; BENNETT, S. Multi-segment co-ordination: fatigue effects, **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 33, n. 7, p. 1157-1167, 2001b

RODACKI, A. L. F.; FOWLER, N. E.; BENNETT, S. Vertical jump coordination: fatigue effects, **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 34, n. 1, p. 105-116, 2002a.

RODACKI, A. L. F., FOWLER, N. E. The specificity of two training programmes on vertical jump co-ordination. **Revista Brasileira de Biomecânica**, v. 4, p. 124-134, 2002b.

SCHMIDT, R. A.; WRISBERG, C. A. **Motor learning and performance: a problem-based learning approach**. 2. ed. Champaign: Human Kinetics, 2000.

TURVEY, M. T. Coordination. **American Psychologist**, n. 45, p. 938-953, 1990.

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**, n. 8, p. 301-337, 1989.

VAN INGEN SCHENAU, G. J. et al. The control of multi-joint movement relies on detailed internal representations. **Human Movement Sciences**, n. 14, p. 511-538, 1995.

VAN INGEN SCHENAU, G. J., BOBBERT, M. F. and VAN SOEST, A. The unique action of biarticular muscles in leg extensions. In: WINTERS, J. e WOO, S. **Multiple muscle systems: biomechanics and movement organization**, p. 639-652, Berlim: Spring-Verlag, 1990.

VEREIJKEN, B. et al. Free(z)ing degrees of freedom in skill acquisition. **Journal of Motor Behavior**, v. 24, n. 1, p. 133-142, 1992.

WICKSTROM, R. L. **Fundamental Motor Patterns**. 3. ed. Philadelphia: Lea e Febiger, 1983.

WILLIAMS, A. M.; ALTY, P.; LEES, A. Effects of practice and knowledge of performance on the kinematics of ball kicking. In: REILLY, T. **Science of Soccer**, p. 23-25, London: Spon Press, 2002.

YOUNG-GYU K., CHALLIS, J. H., NEWELL, K. M. Learning to coordinate redundant degrees of freedom in a dynamic balance task. **Human Movement Science**, n. 22, p. 47-66, 2003.

## **ANEXO**

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



## **TERMO DE CONSENTIMENTO DE PARTICIPAÇÃO**

### **Pesquisador responsável:**

**Prof Dr. André L. F. Rodacki, Prof. Sérgio Luiz Ferreira Andrade**

Este é um convite especial para você participar voluntariamente do estudo “COORDENAÇÃO DO CHUTE DO FUTEBOL SOB FADIGA EM SUJEITOS TREINADOS E DESTREINADOS”. Por favor, leia com atenção as informações abaixo antes de dar seu consentimento para participar ou não do estudo. Caso haja qualquer dúvida sobre o estudo, pergunte ao pesquisador que lhe entregou este documento.

- **OBJETIVOS E BENEFÍCIOS DO ESTUDO**

Compreender como o padrão do chute do futebol é coordenado sob condição de fadiga em sujeitos treinados e sujeitos destreinados. Este estudo pode ajudar profissionais da Educação Física e técnicos desportivos a planejar seus programas de treinamento e a otimizar o desempenho de indivíduos com diferentes níveis de aprendizagem motora.

- **PROCEDIMENTOS**

Haverá cinco pontos marcados com pequenas bolas de isopor presas com fita adesiva dupla-face sobre sua pele e/ou roupa. Você irá realizar uma série de 10 corridas máximas em uma distância de 12 metros em uma quadra poliesportiva coberta. Após cada corrida, você irá chutar de forma máxima (máxima potência) uma bola de futebol a aproximadamente cinco metros de um gol, em um total de 10 chutes. Todos os seus chutes serão registrados com uma câmera filmadora digital, para posteriormente serem analisados em um computador.

- **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 em 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, para que a confidencialidade seja mantida. 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 necessárias antes de concordar em participar do estudo.

Diante do exposto acima eu, \_\_\_\_\_ abaixo assinado, declaro que fui esclarecido(a) 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 2004

\_\_\_\_\_  
Sujeito

RG

\_\_\_\_\_  
Pesquisador

RG 6.306.184-0