UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE PSICOLOGIA

MARCO ANTONIO BERTOLASSI

**Efeito de fadiga sobre latência e acurácia de respostas motoras
a estímulos visuais.**

São Paulo
2007

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE PSICOLOGIA

MARCO ANTONIO BERTOLASSI

**Efeito de fadiga sobre latência e acurácia de respostas motoras
a estímulos visuais.**

Dissertação apresentada ao Instituto de
Psicologia da Universidade de São
Paulo como requisito para obtenção do
título de Mestre em Psicologia.

Área de Concentração: Neurociências e
Comportamento

Orientador: Prof. Dr. Ronald Dennis
Paul Kenneth Clive Ranvaud

São Paulo
2007

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Catálogo na publicação
Serviço de Biblioteca e Documentação
Instituto de Psicologia da Universidade de São Paulo

Bertolassi, Marco Antonio.

Efeito de fadiga sobre latência e acurácia de respostas motoras a estímulos visuais / Marco Antonio Bertolassi; Orientador: Ronald Dennis Paul Kenneth Clive Ranvaud. -- São Paulo, 2007.

62 pp.

Dissertação (Mestrado – Programa de Pós-Graduação em Psicologia. Área de Concentração: Neurociências e Comportamento) – Instituto de Psicologia da Universidade de São Paulo.

1. Controle motor 2. Fadiga 3. Tomada de decisão I. Título.

BF295

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE PSICOLOGIA

Programa de Pós-Graduação em Psicologia

Nível: Mestrado

Área de Concentração: Neurociências e Comportamento

Candidato: Marco Antonio Bertolassi

Título do Trabalho: Efeito de Fadiga sobre latência e acurácia de respostas motoras a estímulos visuais.

A Comissão julgadora da Defesa de Dissertação, em sessão pública realizada em...../...../....., considerou o candidato:

() Aprovado () Reprovado

1. Examinador: _____

2. Examinador: _____

3. Presidente: _____

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE CIÊNCIAS BIOMÉDICAS

Cidade Universitária "Armando de Salles Oliveira"
Av. Prof. Lineu Prestes, 2415 - cep. 05508-000 São Paulo, SP - Brasil
Telefone : (55) (11) 3091.7733 telefax : (55) (11) 3091-7438
e-mail: cep@icb.usp.br

São Paulo, 14 de dezembro de 2005.

PARECER 683/CEP

Prezado Senhor,

Atendendo sua solicitação, a *Comissão de Ética em Pesquisas com Seres Humanos do ICB*, em sua 61ª Reunião, analisou o projeto de sua responsabilidade intitulado: *"Efeito de fadiga sobre latência e acurácia de respostas motoras à estímulos visuais"*.

Informo a V.Sa. que, após análise e discussão, o referido projeto foi **aprovado por esta Comissão**.

Esclareço a V.Sa. que dentro de 12 meses, relatório do referido projeto deverá ser encaminhado à Secretaria deste CEP.

Atenciosamente,

Prof. Dr. LUIZ VICENTE RIZZO
Coordenador da Comissão de Ética em
Pesquisas com Seres Humanos - ICB/USP

Ilmo. Sr.
MARCO ANTONIO BERTOLASSI
Disciplina de Fisiologia e Biofísica
Instituto de Ciências Biomédicas - USP

Dedicatória

*À minha esposa Paula por estar ao
meu lado em todos os momentos,
minha família,
aos amigos que permanecem comigo e aos que se foram.*

Agradecimentos

Ao Prof. Dr. Edgard Morya pela orientação e ajuda constante durante a execução deste trabalho;

Ao Prof. Dr. Ronald Dennis Paul Kenneth Clive Ranvaud pela co-orientação.

Aos colegas do Laboratório de Fisiologia do Comportamento do Instituto de Ciências Biomédicas da USP;

Aos voluntários que gentilmente participaram deste estudo;

A Profa. Cinthia Itiki do Laboratório de Engenharia Biomédica da Escola Politécnica da USP;

Aos membros e responsáveis pelo Laboratório de Neurociências do Instituto de Ensino e Pesquisa do Hospital Sírio Libanês/AASDAP – São Paulo/SP.

Sumário

Lista de figuras.....	10
Lista de tabelas.....	12
Resumo.....	13
Abstract.....	14
1. Introdução.....	15
1.1. A cobrança do Pênalti no Futebol.....	16
1.2. Fadiga.....	18
2. Objetivos.....	21
2.1. Objetivo Geral.....	21
2.2. Objetivos Específicos.....	21
3. Materiais e Métodos.....	22
3.1. Cabine de experimentos.....	22
3.2. Aquisição e registro dos dados.....	23
3.3. Participantes.....	24
3.4. Estímulos, Tarefa e Registro dos dados.....	25
3.5. Esquema experimental geral.....	25
3.6. Procedimentos.....	28
3.6.1. Eletromiografia.....	28
3.6.2. Aplicação dos testes.....	30
3.7. Análise dos dados.....	32
3.7.1. Eletromiografia e eletrogoniometria.....	32

3.7.2. Taxa de acerto da resposta	36
3.7.2. Erro temporal (ET).....	37
4. Resultados.....	38
5. Discussão.....	45
6. Conclusão.....	48
7. Referências bibliográficas.....	49
8. Anexos.....	55
Anexo A – Termo de consentimento livre e esclarecido.....	56
Anexo B – Instruções dadas ao voluntários.....	58
Anexo C – Escala subjetiva de esforço.....	59

Lista de Figuras

Figura 1. Possíveis locais da Fadiga Muscular Periférica.....	19
Figura 2. Posição do voluntário durante a realização dos testes.....	22
Figura 3. Desenho esquemático do sistema de alavanca com sobrecarga.....	23
Figura 4. Representação dos estímulos apresentados no monitor.....	25
Figura 5. Pontos motores dos músculos braquioradial e flexor radial do carpo (Adaptado de Geiringer, 1994).....	29
Figura 6. Posição dos eletrodos no antebraço do voluntário.....	30
Figura 7. Registro simultâneo de eletromiografia e eletrogoniometria.....	32
Figura 8. Análise do sinal de EMG.....	33
Figura 9. Exemplo de gráfico da densidade espectral de um registro eletromiográfico.....	34
Figura 10. Fórmula aplicada ao percentual de respostas com lateralidade correta em função dos tempos disponíveis para ajuste logístico..	35
Figura 11. Porcentagens de respostas com lateralidade correta e lateralidade errada nas condições Controle e Fadiga.....	38
Figura 12. Erro temporal médio (início do movimento) das respostas com lateralidade correta nas condições controle e fadiga.....	39
Figura 13. Erro temporal médio (ângulo de fechamento de 10°) das respostas com lateralidade correta nas condições controle e fadiga.....	40
Figura 14. Gráfico das médias de desvio padrão do erro temporal das	

respostas com lateralidade correta nas condições controle e fadiga.....	41
--	----

Figura 15. Curva logística da porcentagem média das respostas de lateralidade correta em função dos tempos disponíveis nas condições controle e fadiga.....	42
---	----

Figura 16. Gráfico das médias do desvio padrão das porcentagens de respostas com lateralidade correta nas condições controle e fadiga.....	43
--	----

Figura 17. Gráfico das frequências medianas do espectro de potência.....	44
--	----

Lista de tabelas

Tabela 1. Informação apresentada ao voluntário sobre o desempenho obtido em cada tentativa realizada durante o experimento.....	27
Tabela 2. Média do percentual de respostas com lateralidade correta dos voluntários em função dos tempos disponíveis nas condições controle e fadiga.....	61
Tabela 3. Média do erro temporal dos voluntários em função dos tempos disponíveis nas condições controle e fadiga.....	62

RESUMO

BERTOLASSI, M. A. **Efeito de fadiga sobre latência e acurácia de respostas motoras a estímulos visuais.** Dissertação (Mestrado), Pós-graduação em Psicologia (Neurociências e Comportamento), Instituto de Psicologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2007

O Sistema Nervoso é capaz de organizar, controlar e adequar respostas motoras diante de mudanças repentinas no ambiente. No esporte tal capacidade é solicitada frequentemente. A cobrança do pênalti no futebol é um exemplo interessante deste tipo de situação, pois exige do atleta a tomada de decisão do lado para o qual chutar. Porém, muitas vezes esta decisão é executada sobre a influência de vários fatores que afetam o desempenho no decorrer de uma partida no futebol, entre eles a fadiga. Com o objetivo de estudar o efeito de fadiga sobre o desempenho em uma tarefa de computador que simula alguns aspectos da cobrança de um pênalti no futebol, foram comparadas duas situações: controle e de fadiga muscular promovida por um sistema de alavanca com sobrecarga. Os voluntários permaneciam sentados em frente ao monitor de um computador que apresentava três pontos que representavam o cobrador, a bola e o goleiro. O goleiro poderia deslocar-se tanto para a direita como para a esquerda (aleatoriamente) em momentos diferentes. A tarefa do voluntário era a de inclinar uma alavanca no exato momento em que o cobrador, se deslocando em direção a bola, coincidissem com este último, e se possível a alavanca deveria ser inclinada na direção oposta ao movimento do goleiro. Os resultados indicaram um melhor desempenho no percentual de respostas com lateralidade correta e uma menor variabilidade (respostas demasiadamente antecipadas ou atrasadas) dos voluntários na condição controle do que em condição de fadiga.

Palavras-chave: Controle Motor, Fadiga, Tomada de decisão.

ABSTRACT

BERTOLASSI, M. **Effect of fatigue on latency and accuracy of motor responses to visual stimuli.** Master Thesis, Psychology – Neuroscience and Behaviour, Institute of Psychology, University of São Paulo, São Paulo, Brazil, 2007.

The Nervous System is capable of organizing, controlling and adjusting motor responses to sudden changes on the environment. In sports this ability is often tested. The penalty kick in soccer is an interesting example of this type of situation, because it requires of the kicker quick decision making as to which side to kick, depending on the last minute actions of the goalkeeper. However, often this decision influenced by several factors which affect the performance during a soccer game, such as fatigue. In order to study the effect of fatigue on performance in a computer task which simulates some aspects of the penalty kick in soccer, two situations were compared: control and with fatigue, induced by a lever system with weights. Volunteers remained seated in front of a computer screen that presented three small circles, vertically aligned, which represented the kicker, the ball and the goalkeeper. At the beginning of each trial the kicker (lower circle) moved vertically up, at constant speed, toward the ball (middle circle) and at different times before kicker-ball contact the goalkeeper (upper circle) might move to the right or to the left, randomly. The task of participants was to incline a lever at the instant of kicker-ball superposition, and, if possible, to the side opposite to that of the goalkeeper's movement. Results indicated a slightly better performance in the percentage of trials with correct laterally, and lower temporal variability, with fewer delays or anticipations when participants were in the control rather than the fatigue condition.

Keywords: Motor control, Fatigue, Decision making.

1. Introdução

O sistema nervoso é capaz de organizar respostas motoras adequadas e precisas nas mais variadas e imprevisíveis situações. Executar uma resposta motora de maneira satisfatória depende em grande parte do tempo disponível entre a pista visual e a resposta, pois além da programação motora, uma resposta adequada exige também o ajuste temporal dos movimentos. Atravessar uma rua ou desviar-se de um ciclista são exemplos cotidianos desse tipo de situação. Nestes casos, uma resposta motora adequada é necessária para se evitar um acidente, porém o ajuste destas respostas à dinâmica ambiental tem seus limites de eficiência, dentre os quais se destaca o tempo que o sistema nervoso leva para organizar gestos. Em um contexto esportivo, podemos citar como exemplo, a tentativa de um jogador de baseball de rebater uma bola vindo em sua direção ou a cobrança do pênalti no futebol. Em ambos os casos, o atleta precisa decidir como responder (seleção da resposta) e quando responder (ajuste temporal dos movimentos) (SAKAI *et al.*, 2000). O caso do pênalti no futebol chama particular atenção. A dificuldade da tarefa atribuída ao sistema nervoso pode se tornar ainda mais complexa, dependendo da estratégia adotada pelo cobrador. Segundo BONIZZONI (1988), entre um terço e um quarto dos pênaltis cobrados em jogos oficiais nos campeonatos nacionais no mundo inteiro não são convertidos em gol. Considerando a velocidade da bola, a precisão do chute de jogadores profissionais, e o tempo necessário para que o goleiro atinja os cantos do gol (LEES & NOLAN, 2001), é surpreendente que o

desempenho destes jogadores não seja bem melhor. Este baixo desempenho pode ocorrer devido a influência de vários fatores: além do estresse do atleta durante uma partida de futebol (MIYAMOTO *et al.*, 2007), também a fadiga muscular tem sua influência. LEES & DAVIES (1988) observaram uma redução na velocidade da bola durante a execução de chutes no futebol sob condições de fadiga, o que poderia comprometer o desempenho de um atleta durante uma cobrança de pênalti.

Considerando o baixo desempenho dos atletas, bem como os efeitos da fadiga durante uma partida de futebol, o objetivo geral deste estudo foi de analisar o efeito da fadiga sobre o desempenho em uma tarefa de computador que simula alguns aspectos da cobrança de um pênalti no futebol (MORYA *et al.*, 2003 a, b).

1.1. A cobrança do pênalti no futebol

A tomada rápida de decisões e precisão em tempos disponíveis curtos e variáveis são características essenciais da cobrança de um pênalti no futebol.

Do ponto de vista de um cobrador, segundo KUHN (1988), existem duas estratégias utilizadas pelos atletas em jogos profissionais: alça fechada e alça aberta. Na estratégia de alça fechada a decisão do cobrador depende da movimentação do goleiro, ou seja, a saída motora depende (em tempo real) da entrada sensorial; já a estratégia de alça aberta independe do comportamento

do goleiro. Essas características, bem como os limites fisiológicos da dinâmica da decisão do lado para o qual chutar um pênalti foram estudados por MORYA *et al.*, (2003 a,b). Se o goleiro fornece uma pista de que não vai ficar no meio do gol e que vai pular para um lado, então o cobrador do pênalti tem todo interesse em colocar a bola do lado oposto. É essencial, porém, que tal pista seja fornecida com adequada antecedência, pois, ao contrário, o tempo disponível para que o cobrador responda à pista do goleiro é demasiadamente curto para que a programação motora seja executada com sucesso. Isso porque à medida em que o cobrador se desloca em direção à bola tentando obter pistas visuais da movimentação do goleiro, o tempo disponível para a decisão da estratégia que será utilizada diminui. MORYA *et al.*, (2003 a,b) ainda identificaram o “ponto de não-retorno”, para modulação do movimento (o momento no decorrer da aproximação à bola, a partir do qual não mais é possível para o cobrador mudar a lateralidade de sua resposta) sem que haja prejuízos na precisão do movimento em consequência da decisão tardia.

Além da tomada de decisão do atleta e do estado emocional do cobrador, outro fator importante na situação real da cobrança de um pênalti é sua condição física no momento do chute. No contexto em que um jogador deve bater um pênalti em jogo profissional, a fadiga muscular também pode influenciar o desempenho do atleta.

1.2. Fadiga

A fadiga causa uma redução na capacidade do músculo em gerar força (RAHNAMA *et al.*, 2003) e interfere na rapidez e no controle fino do movimento (JOHNSTON *et al.*, 1998). Trata-se de um fenômeno multifatorial, cujos mecanismos de atuação não são totalmente compreendidos (POWER & HOWLEY, 2000). Alguns estudos demonstram que em certos casos a incapacidade de manter a atividade envolveria mecanismos centrais ou periféricos de acordo com o tipo de atividade (HARKINS, 2005). Essa divisão considera fatores metabólicos que afetam tanto os músculos (fadiga periférica) quanto o cérebro (fadiga central). Porém, em atividades como, por exemplo, o futebol, grande parte dos estudos apontam para a periferia como sendo o principal fator limitante (MOHR, 2005). Devido à complexidade dos eventos envolvidos na ação muscular, a fadiga pode ocorrer em virtude da falha de qualquer um, ou de todos, os diferentes mecanismos que participam da ação muscular.

A fadiga muscular parece estar diretamente associada às características da tarefa utilizada, ou seja, quando sua variação ocorre de forma significativa, aparentemente os mecanismos da fadiga também variam, incluindo: 1) a condução de potenciais de ação dos diferentes níveis do sistema nervoso central até as unidades motoras que são ativadas; 2) a propagação neuromuscular; 3) a utilização dos substratos metabólicos; 4) alterações

intracelulares e do fluxo sanguíneo muscular; 5) o acoplamento excitação-contracção (ENOKA & STUART, 1992).

FITZ & METZGER (1993) apresentaram um diagrama (Figura 1) que mostra os possíveis locais da fadiga muscular no acoplamento excitação-contracção, desde a propagação do potencial de ação do sarcolema até a interação entre os miofilamentos de actina e miosina.

Figura 1. Possíveis locais de fadiga periférica: 1. Propagação do potencial de ação do sarcolema; 2. Propagação do potencial de ação para os túbulos T; 3. Mudança na condutância de Ca^{2+} do retículo sarcoplasmático; 4. Liberação de Ca^{2+} do retículo sarcoplasmático; 5. Recaptagem de Ca^{2+} pelo retículo sarcoplasmático; 6. Ca^{2+} ligando-se à troponina; 7. Interação entre actina e miosina (Fitz & Metzger, 1993).

Entretanto, a causa e o nível da fadiga também parecem ser dependentes da duração, intensidade e da natureza da atividade, do tipo de fibra que compõe o músculo e do nível de aptidão física (FITTZ & METZGER, 1993).

Outros estudos apontam não somente para os possíveis mecanismos envolvidos no processo de fadiga, mas também para seus efeitos no controle motor. DAVEY *et al.*, (2002), utilizando uma tarefa na qual o voluntário deveria rebater bolas de tênis, observaram a perda da acurácia dos voluntários em situação de fadiga quando comparados com a situação controle. ROYAL *et al.*, (2006) observaram que o aumento da fadiga não influenciou a tomada de decisão de atletas de pólo aquático em uma tarefa de arremesso da bola ao gol, porém verificaram uma degradação da técnica de execução do arremesso.

BOBBERT e VAN SOEST (1994) verificaram alterações no padrão de coordenação de movimentos em situação de fadiga quando comparados à situação controle durante uma simulação de execução de saltos em altura.

A fadiga muscular é um fenômeno presente durante a prática de atividades esportivas e constantemente os atletas precisam lutar contra sua influência, cuja tendência seja degradar seu desempenho por mecanismos pouco pesquisados.

2. Objetivos

2.1. Objetivo Geral

O objetivo geral foi estudar o efeito de fadiga sobre o desempenho em determinar a lateralidade de um movimento em resposta a dicas visuais, em função do tempo disponível entre o aparecimento da dica visual e o momento do movimento.

2.2. Objetivos Específicos

1. Comparar a taxa de acerto na lateralidade em função do tempo disponível nas condições controle e fadiga, com particular ênfase no “ponto de não-retorno;
2. Comparar o erro temporal nas duas condições: controle e fadiga;
3. Correlacionar medidas fisiológicas relacionadas à fadiga (escala subjetiva de esforço, Análise eletromiográfica) ao desempenho nas condições descritas no item anterior.

3. Materiais e Métodos

3.1. Cabine de experimentos

Os testes foram realizados no Laboratório de Fisiologia do Comportamento do Instituto de Ciências Biomédicas da Universidade de São Paulo, em uma cabine com redução de estímulos visuais e acústicos. Os voluntários permaneciam sentados em uma cadeira com altura regulável e com a cabeça apoiada em um suporte que padronizava a distância (57 cm) e a altura (linha média) dos olhos do voluntário em relação ao monitor (Figura 2).

Figura 2. Posição do voluntário durante a realização dos testes.

3.2. Aquisição e registro dos dados

Um computador (Pentium 100MHz) foi utilizado para gerar os estímulos ao voluntário em um monitor de 17 polegadas utilizando o *software* comercial MEL 2.01 (Micro Experiment Laboratory, Psychology Software Tools, PST Inc., Pittsburgh, U.S.A.), e registrar as respostas através da porta serial do computador. A detecção das respostas foi realizada por sensores ópticos acoplados em um sistema de alavanca com sobrecarga proposto por BERTOLASSI *et al.*, (2006) (Figura 3).

Figura 3. Desenho esquemático do sistema de alavanca com sobrecarga: A. Polígrafo Modelo 7 (Grass Instrument Company), para registro de eletromiografia (EMG); B. Conversor Analógico/Digital; C. Eletrodos para EMG de superfície; D. Suporte para antebraço; E. Base metálica; F. Trava que permite ao sistema trabalhar com ou sem carga; G. Eixo central; H. Polia; I. Indicador de alinhamento vertical; J. Anilhas (pesos); K. Interruptores do feixe óptico; L. Transmissores e sensores infravermelhos; M. Eletrogoniômetro; N. Computador que apresenta e registra as respostas aos estímulos visuais; O. Computador para registro de EMG e Eletrogoniometria; (BERTOLASSI *et al.*, 2006).

Este sistema foi desenvolvido utilizando uma base metálica que comporta uma alavanca acoplada em um eixo central; um sistema de roldana fixado à base que suspende verticalmente anilhas (pesos); um eletrogoniômetro ligado ao eixo central da alavanca, indicando o lado para o qual houve inclinação e sua amplitude; duas chaves ópticas para o registro do momento em que o voluntário inclina a alavanca; um Polígrafo Modelo 7 (Grass Instrument Company, U.S.A.) para registro dos sinais eletromiográficos; Conversor Analógico/Digital marca Digidata 1200 (Axon Instruments, U.S.A), para registro do eletrogoniômetro; um eletroestimulador para localização dos pontos motores dos músculos braquioradial e flexor radial do carpo, que auxiliam respectivamente nos movimentos de supinação e pronação do antebraço.

3.3. Participantes

Participaram deste estudo 10 voluntários, do sexo masculino, idade média de 20 anos, com visão normal ou corrigida, alunos de graduação da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo. Os voluntários realizavam os experimentos após leitura e assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido. O projeto de pesquisa foi aprovado pela Comissão de ética em pesquisa com Seres Humanos do Instituto de Ciências Biomédicas da Universidade de São Paulo (Parecer 683/CEP-14/12/2005).

3.4. Estímulos, Tarefa e Registro dos dados

Em cada tentativa a tela do computador apresentava inicialmente um pequeno círculo central (4 mm de diâmetro), um segundo círculo, do mesmo tamanho, situado 6,3 cm verticalmente abaixo do círculo central, e um terceiro círculo, na parte superior da tela, 4,1 cm verticalmente acima do círculo central. Estes três círculos representam, respectivamente, a bola, o cobrador do pênalti e o goleiro. Representando o gol, três lados de um retângulo de 1,4 cm de altura por 4,2 cm de largura.

3.5. Esquema experimental geral

O esquema experimental de base é descrito por MORYA *et al.*, (2003 a,b) (Figura 4):

Figura 4. Representação dos estímulos apresentados no monitor no início de cada tentativa.

O voluntário devia manter o olhar sobre o ponto central (bola) durante todo o teste. O círculo superior permanecia estático 20% das vezes, 40% se deslocava para o lado direito e 40% para o lado esquerdo. O computador apresentava as três condições aleatoriamente.

Cada teste iniciava com o ponto inferior (cobrador do pênalti) subindo com velocidade constante em direção ao ponto central (bola). Os voluntários foram instruídos a inclinar a alavanca no momento em que o cobrador chegasse à bola, ou seja, no momento da coincidência do círculo inferior com o círculo central (isto ocorria 1352 milissegundos após o início do teste) e se possível para o lado oposto ao movimento do goleiro. O tempo a partir do início do teste em que o voluntário inclinava a alavanca, e o lado para o qual ele executava este movimento, era registrado pelo computador.

É Importante lembrar que em todas as situações a alavanca devia ser inclinada no momento exato da coincidência entre o cobrador e a bola. Durante a execução dos testes havia um retorno para o voluntário sobre seu desempenho, com as palavras: ótimo, bom, regular ou lento (conforme Tabela 1).

Tabela 1. Informação apresentada ao voluntário sobre seu desempenho em cada tentativa no que diz respeito à precisão temporal de seu movimento, que deveria ocorrer no momento da sobreposição do ponto inferior com o ponto central. ET – erro temporal em milissegundos, valores positivos atrasos e negativos antecipações.

Informação	ET(ms)	Significado
Muito atrasado	Maior que 200	Inválido – erro com reposição – resposta lenta
Atrasado	43 a 199	Válido
Regular	26 a 42	Válido
Bom	9 a 25	Válido
Ótimo	-8 a 8	Válido
Bom	-25 a -9	Válido
Regular	-42 a -26	Válido
Adiantado	-101 a -43	Válido
Muito adiantado	Menor que -102	Inválido – erro com reposição – resposta antecipada
Posição inicial errada	NA	Inválido – erro com reposição – iniciou inclinado
Não respondeu	NA	Inválido – erro com reposição
Inclinou para o lado errado	-100 > e < + 200	Válido incorreto – erro sem reposição – inclinação ipsilateral ao PS

ET = erro temporal; NA = Não se aplica.

O movimento do ponto superior em relação ao momento de coincidência do ponto inferior com o ponto central ocorria com as seguintes antecedenças (Tempos Disponíveis = TDs): 51, 102, 153, 204, 255, 306, 357, 408, 459 milissegundos. Havia também uma condição em que o ponto superior permanecia imóvel (PSi).

3.6. Procedimentos

3.6.1. Eletromiografia

A eletromiografia é uma técnica que registra a atividade elétrica associada aos potenciais de ação no sarcolema. O sinal eletromiográfico (EMG) é a somação algébrica de todos os sinais detectados em uma determinada área do músculo (ENOKA, 2000).

O registro complementar do sinal de EMG permite análises posteriores, como por exemplo, o cálculo da frequência mediana do espectro de potência, através do qual é possível identificar e comparar alterações nas características do sinal eletromiográfico nas condições fadiga e controle (DE LUCA, 1993; GONÇALVES, 2000).

Para a captação dos sinais eletromiográficos, foram localizados os pontos motores (utilizando eletroestimulação) dos músculos braquioradial e flexor radial do carpo conforme a Figura 5 (GEIRINGER, 1994):

Figura 5. Pontos motores dos músculos braquioradial (A) e flexor radial do carpo (B) (Adaptado de Geiringer, 1994)

Estes músculos auxiliam respectivamente os movimentos de supinação e pronação do antebraço (KENDALL *et al*, 1995). Após a tricotomia e assepsia da região com algodão embebido em álcool, os eletrodos foram posicionados em uma configuração bipolar com distância intereletrodos de 1,5 cm logo abaixo do ponto motor dos músculos braquioradial e flexor radial do carpo, além do eletrodo de referência na saliência óssea do processo estilóide, conforme a Figura 6.

Figura 6. Posição dos eletrodos no antebraço do voluntário.

Foram utilizados eletrodos de superfície do tipo “concha”, de prata /cloreto de prata (Ag / AgCl) da marca Beckman Instruments (U.S.A.), de 9 mm de diâmetro.

3.6.2. Aplicação dos testes

Após familiarização com o equipamento, a seqüência de estímulos, e a tarefa, os voluntários executaram os testes nas situações controle e de fadiga. Os voluntários foram distribuídos aleatoriamente em dois grupos (5 voluntários para cada grupo). O primeiro grupo realizou inicialmente os testes em condição controle e posteriormente em condição de fadiga (com intervalo de dois dias entre cada condição), o segundo grupo realizou os testes em seqüência inversa.

Como situação de controle, os voluntários executaram os testes no laboratório, um de cada vez, em uma cabine com atenuação sonora e luminosa. Cada um dos voluntários foi submetido a um bloco de 40 tentativas (4 tentativas para cada um dos tempos disponíveis).

Na situação de fadiga, os voluntários inclinavam a alavanca com carga previamente determinada de 50% de sua capacidade máxima, iniciando com o movimento de supinação (rotação da palma da mão para cima) do antebraço até a completa exaustão. Na seqüência, o mesmo procedimento era adotado para o movimento de pronação (rotação da palma da mão para baixo) do antebraço, até que os voluntários não mais conseguissem completar os movimentos para ambos os lados. Durante este processo os voluntários indicavam na escala subjetiva de BORG (2000) o esforço exercido e eram instruídos a chegar ao limite máximo da escala (Anexo C).

Após a indução da fadiga e retirada da carga, os voluntários então respondiam aos testes com registro simultâneo dos sinais mioelétricos que forneciam informações sobre ativação dos músculos envolvidos no movimento.

3.7. Análise dos dados

3.7.1. Eletromiografia e eletrogoniometria

Os sinais de Eletromiografia (EMG) e Eletrogoniometria foram registrados utilizando um polígrafo Modelo 7 (Grass Instrument Company, U.S.A.) com frequência de amostragem de 1000 Hz, e amplitude de entrada de -10 a +10 volts e um conversor analógico/digital Digidata 1200 (Axon Instruments, U.S.A.). Os sinais de eletromiografia e de eletrogoniometria foram registrados pelo *software* Axotape (Axon Instruments, U.S.A.) (Figura 7).

Figura 7. Registro simultâneo de eletromiografia (EMG) e eletrogoniometria: de cima para baixo, o canal nº 2 demonstra uma maior ativação do músculo Flexor radial do carpo (auxiliar no movimento de pronação do antebraço), quando comparado ao canal nº 1 que representa a ativação do músculo Braquiorradial (auxiliar no movimento de supinação do antebraço); O canal nº 0 (eletrogoniômetro), indica a realização do movimento de pronação do antebraço (confirmado pela maior ativação do músculo flexor radial do carpo).

A análise do registro de eletromiografia foi feita com o auxílio do *software* Sigview 1.98 (Signal Lab, U.S.A.) (Figura 8), utilizando o primeiro trecho de ativação muscular gerado tanto no movimento de supinação como no de pronação do antebraço (nas condições controle e fadiga) em ambos os músculos (braquiorradial e flexor radial do carpo) (Figura 8-A). Como critério para a análise de cada trecho, foi utilizado o intervalo temporal de 300ms a partir do início da inclinação registrada pelo eletrogoniômetro, o que corresponde de maneira aproximada, ao período em que o voluntário iniciou a resposta até o momento em que começa a retornar para a posição de origem (Figura 8-B).

Figura 8. Análise do sinal de EMG utilizando o *software* Sigview 1.98 (Signal Lab, U.S.A.). A: trecho selecionado de pronação do antebraço (flexor radial do carpo) o início é determinado pelo sinal do eletrogoniômetro (início da supinação ou pronação), e o fim ocorre 300ms depois; B: trecho selecionado de supinação do antebraço (braquiorradial).

A informação representada no domínio de frequências é caracterizada pela determinação do conteúdo das frequências do sinal eletromiográfico via Transformada Rápida de Fourier (FFT), que expressa um sinal contínuo real em uma combinação de senos e cossenos (Figura 9).

Figura 9. Exemplo de gráfico da densidade espectral de um registro eletromiográfico durante o movimento de pronação do antebraço. A: condição controle; B: condição fadiga.

A análise da densidade espectral foi feita com o objetivo de comparar alterações no conteúdo de frequências do sinal eletromiográfico nas condições controle e fadiga. As características do sinal eletromiográfico nas condições controle e fadiga, foram estudadas em contrações isométricas (CARDOZO et al., 2006; MAÏSETTI et al., 2002) e contrações dinâmicas (OKANO et al., 2005; BONATO et al., 2001; FARINA, 2006; MERLO et al., 2005).

3.7.2. Taxa de acerto da resposta

A taxa de acerto da resposta foi medida através do registro do lado para o qual o voluntário inclinou a alavanca (porcentagem das tentativas na qual a alavanca foi inclinada para o lado oposto ao movimento do goleiro, ou para qualquer lado quando o goleiro não se moveu).

A análise da taxa de acerto em função do tempo disponível foi feita utilizando uma curva de ajuste logístico (MORYA *et al*, 2003 a,b) que descreve as proporções de acertos da lateralidade em função do tempo disponível (Figura 10).

$$P(TD) = \frac{e^{\beta \cdot (TD - TD_0)}}{1 + e^{\beta \cdot (TD - TD_0)}}$$

$$\therefore \log \left[\frac{p(TD)}{1 - p(TD)} \right] = \beta \cdot (TD - TD_0)$$

Figura 10. Fórmula aplicada ao percentual de respostas com lateralidade correta em função dos tempos disponíveis para ajuste logístico (MORYA *et al.*, 2003 b)

Este modelo se ajusta à porcentagem média das respostas corretas em função dos tempos disponíveis. “TD”= tempo disponível; “Td₀”= o menor tempo disponível; “β” = parâmetro desconhecido a ser determinado. A proporção de acerto correspondente a 75%, a partir da curva ajustada, representa o meio caminho entre um desempenho aleatório (50%) e um desempenho perfeito

(100%). Esta porcentagem de 75% de acerto, representa o “ponto de não retorno” e foi calculada para as condições controle e fadiga.

3.7.2. Erro Temporal (ET)

O erro temporal corresponde a um valor em milissegundos que expressa a resposta de maneira incorreta (antecipação ou atraso) executada em relação ao momento ideal (sobreposição do PI com o PC = 1352 ms). Foi calculado pela diferença entre 1352ms e o intervalo de tempo entre o início da tentativa e o início da resposta.

Também foi calculada a média do erro temporal dos voluntários para cada um dos tempos disponíveis nas situações controle e fadiga.

4. Resultados

A Figura 11 mostra as porcentagens de respostas com lateralidade correta e com lateralidade incorreta tanto na condição controle como na condição fadiga. Foram observadas diferenças marginalmente significativas entre o número de acertos na condição controle quando comparada com a condição fadiga (teste t pareado, $p=0,065$).

Figura 11. Porcentagens de respostas com lateralidade correta e lateralidade errada nas condições controle e fadiga; barra de erro = erro padrão.

A Figura 12 mostra o erro temporal médio no início do movimento (ângulo de 2° para o fechamento das chaves ópticas) em ambas as condições: controle e fadiga, e apontam uma menor tendência dos voluntários em atrasar a resposta na condição fadiga quando comparada a condição controle (teste t pareado, $p = 0,006$).

Figura 12. Erro temporal médio do início das respostas (ângulo de 2° para o fechamento das chaves ópticas) com lateralidade correta nas condições controle e fadiga; barra de erro = erro padrão. Na condição de controle as respostas ocorreram na média mais tardiamente do que na condição fadiga.

A Figura 13 mostra o momento em que os participantes atingiram o ângulo de 10° ao inclinar a alavanca. Claramente os participantes demoraram mais para responder quando fadigados do que em condição controle (tempo de movimento mais longo), o que seria de se esperar para uma musculatura fadigada (teste t pareado, $p = 0,010$)

Figura 13. Erro temporal médio das respostas (ângulo de 10° para o fechamento das chaves ópticas) com lateralidade correta nas condições controle e fadiga. Na condição fadiga as respostas ocorreram mais tardiamente do que na condição controle.

A Figura 14 mostra a variabilidade dos desvios-padrão das médias dos erros temporais em função dos tempos disponíveis na condição fadiga e na condição controle (teste t pareado, $p = 0,570$).

Figura 14. Gráfico das médias de desvio padrão do erro temporal das respostas com lateralidade correta nas condições controle e fadiga.

A Figura 15 mostra o percentual de acertos com lateralidade correta em função do tempo disponível. Os dados foram ajustados por uma curva logística nas situações controle e fadiga, com o auxílio do *software* Sigmaplot 1.0.

O valor do tempo disponível correspondente a 75% do percentual de acertos da lateralidade (ponto de não-retorno) foi de 272 ms para a condição controle e de 289 ms para a condição fadiga.

Figura 15. Curva logística da porcentagem média das respostas de lateralidade correta em função dos Tempos Disponíveis (com e sem ajuste logístico) nas condições Controle e Fadiga.

O fato do percentual de acertos de 75% na condição fadiga corresponder a um valor maior (289 ms) do que o tempo na condição controle (272 ms), indica que sob efeito de fadiga o voluntário necessita de um tempo disponível maior para inverter a lateralidade sem que haja prejuízos na resposta motora.

A Figura 16 mostra a variabilidade dos desvios-padrão das porcentagens de acertos na lateralidade em função dos tempos disponíveis, para a condição fadiga em comparação com a condição controle (teste t pareado, $p = 0,228$).

Figura 16. Gráfico das médias de desvio padrão das porcentagens de respostas com lateralidade correta nas condições controle e fadiga.

A Figura 17 mostra as frequências medianas dos registros eletromiográficos durante os movimentos de supinação e pronação do antebraço nas condições controle e fadiga. Tanto no movimento de supinação, quanto no de pronação do antebraço em condição de fadiga, indicam um deslocamento da frequência mediana para frequências menores quando comparado com a condição controle.

Figura 17. Gráficos das frequências medianas do espectro de potência gerados a partir do registro eletromiográfico do primeiro trecho de ativação muscular durante os movimentos de supinação e pronação do antebraço nas condições controle e fadiga.

Estes resultados confirmam que sob condições de fadiga há uma diminuição da frequência mediana.

Por outro lado convém ressaltar que mesmo procurando manter o máximo controle possível na condição experimental, um registro eletromiográfico em condições dinâmicas e de esforço físico intenso, pode sofrer influência de uma possível movimentação dos eletrodos e suor abundante.

5. Discussão

O foco deste estudo foi o efeito de fadiga sobre o desempenho em uma tarefa com estratégia de alça fechada, que simula alguns aspectos da cobrança de um pênalti no futebol em que o cobrador observa até o último instante possível a movimentação do goleiro, tentando colocar a bola para o lado oposto. A relevância deste trabalho à situação real, no campo, é limitada, pois investiga apenas o efeito de fadiga periférica, e em um membro diferente do mais exigido no campo. Também o trabalho foi direcionado aos efeitos no controle motor, e não à força e outros aspectos importantes no campo. Mesmo assim, abre o caminho para ulteriores trabalhos que investiguem mais a fundo a questão, de modo a entender melhor os desafios enfrentados pelos atletas no campo.

Em nossa análise do percentual total de respostas com lateralidade correta (Figura 11), houve diferenças marginalmente significativa ($p=0,065$) entre a condição controle (77% de acertos) e a condição fadiga (72% de acertos). Estes dados são coerentes com os resultados obtidos por MORYA *et al.*, (2003 b) na condição controle (80% de respostas com a lateralidade correta). Apesar desta ser uma estatística global, que não revela os detalhes da dinâmica da reaferência visual sobre o controle motor, serve como indicador qualitativo de coerência com resultados obtidos anteriormente.

Na comparação do erro temporal em função do tempo disponível (Figura 12), os dados na condição fadiga, indicam uma propensão à antecipação no início do movimento em relação à condição de controle, porém com uma maior

variabilidade (Figura 14). Isso talvez possa revelar uma super-compensação dos efeitos da condição de fadiga periférica por parte de níveis de controle superiores, voluntários ou - mais provavelmente - involuntários. Em outras palavras, pelo fato da condição de fadiga claramente prejudicar a execução de movimentos, possivelmente estratégias compensatórias para uma tarefa de tempo até o contato, envolvam o iniciar o movimento uns instantes antes do que em condições controle. Isso é coerente com o achado que os participantes demoraram mais para chegar a uma inclinação da alavanca até 10° na condição de fadiga do que na condição controle (Figura 13). De fato o maior efeito da fadiga periférica é esperado na execução do movimento (força e velocidade atingidas, acurácia da trajetória do movimento etc.) do que no momento de seu início. Esse efeito de fadiga sobre o movimento poderia ser muito importante em uma situação de campo, evidentemente, diminuindo a firmeza do chute, e a velocidade da bola.

O percentual de respostas com lateralidade correta em função do tempo disponível também foi comparado nas condições controle e fadiga (Figura 15). Na condição controle o desempenho dos participantes permitiu um ajuste por uma curva logística, mas a variabilidade do desempenho dos participantes sob fadiga foi tamanha que o ajuste foi muito prejudicado. Globalmente pode-se dizer que o desempenho sob condições controle foi um pouco melhor do que na condição fadiga, e mais interessante é que isso aparece mais claramente para tempos disponíveis maiores. Em condições de estresse causado pela presença de uma torcida (MIYAMOTO *et al.*, 2007) essa tendência foi observada também,

e foi maior do que no presente trabalho, com fadiga. Em suma, parece haver necessidade de um tempo disponível maior para os participantes em condição de fadiga atingir o mesmo desempenho obtido na condição controle.

Na análise do “ponto de não-retorno” (intervalo - entre o movimento do goleiro e o momento em que o participante inicia sua resposta motora - suficiente para que o participante atinja o meio do caminho entre um desempenho aleatório e o melhor que lhe for possível) é praticamente impossível comparar as duas situações (fadiga e controle), pela dificuldade de ajustar uma logística aos dados, ruidosos, com fadiga. Qualitativamente, na condição fadiga, há um deslocamento da curva logística para tempos mais longos, e a transição de desempenho aleatório a ótimo se dá de forma muito mais difusa.

Na análise do registro eletromiográfico, a hipótese inicial de que sob condição de fadiga haveria menor densidade espectral em frequências altas foi confirmado (Figura 17). Alternativamente podemos dizer que confirmamos, não somente pela escala subjetiva de esforço (BORG, 2000), mas também pelos dados eletromiográficos, que de fato os participantes tinham atingido a condição de fadiga.

6. Conclusão

O presente estudo detalhou alguns efeitos de fadiga muscular periférica sobre o desempenho em uma tarefa de laboratório que simula alguns aspectos da cobrança de um pênalti no futebol.

Os resultados sugerem que sob condições de fadiga haja muita mais variabilidade na escolha da lateralidade correta em função do tempo disponível para decidir. Estas diferenças são mais evidentes em tempos disponíveis maiores.

O “ponto de não-retorno” para a modulação de um movimento por pistas visuais ocorreu qualitativamente em momentos mais precoces na condição de fadiga.

As alterações nas características dos componentes espectrais do sinal eletromiográfico sob condição de fadiga, bem como a indicação na escala subjetiva de esforço, demonstraram o alcance da condição de fadiga por meios eletrofisiológicos.

Os resultados, em seu conjunto, demonstraram um desempenho inferior dos voluntários sob condição de fadiga. Entretanto, outros estudos complementares envolvendo tomada de decisão (em condições de fadiga central, por exemplo), são necessários para a compreensão dos mecanismos envolvidos no processo de fadiga e seus efeitos no controle motor.

7. Referências Bibliográficas

BERTOLASSI, M.A.; MORYA, E.; MIYAMOTO, N.; RANVAUD, R. **Efeito de fadiga no controle motor**. In: Anais do XV Encontro Interno do Núcleo de Pesquisas em Neurociências e Comportamento da Universidade de São Paulo, São Paulo, p. 91, 2007.

BERTOLASSI, M.A.; MORYA, E.; PETRI FILHO, A.; MIYAMOTO, N.; RANVAUD, R. **Desenvolvimento de um sistema de alavanca para aquisição e registro de dados em experimentos de controle motor**. In: Anais da XXI Reunião Anual da Federação de Sociedades de Biologia Experimental, Águas de Lindóia, 2006.

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**, v. 26, n. 8, pp. 1012-1020, 1994.

BONATO, P.; ROY, S.H.; KNAFLITZ, M.; DE LUCA, C.J. Time-frequency parameters of the surface myoelectric signal for assessing muscle fatigue during cyclic dynamic contractions. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 48, n. 7, pp. 745-753, 2001.

BONIZZONI, L.C... Penalty. **Società Stampa Sportiva**. Roma, p.107, 1988.

BORG, G. **Escalas de Borg para a dor e o esforço percebido**. São Paulo: Manole, 2000.

CARDOZO, A.C., GONÇALVES, M. Análise espectral do músculo longuíssimo do tórax submetido a exercício fatigante. **Fisioterapia em Movimento**, v. 19, n. 1, pp. 51-57, 2006.

DAVEY, P.R.; THORPE, R.D.; WILLIAMS, C. Fatigue decreases skilled tennis performance. **Journal of Sports Sciences**, v. 20, n. 4, pp. 311-318, 2002.

DE LUCA, C.J. Spectral compression of the EMG signal as an index of muscle fatigue, pp. 44-51 in: **Neuromuscular Fatigue**. Sargeant, A.J. & Kernell, D. editors, Amsterdam, 1993.

ENOKA, R.M. **Bases Neuromecânicas da Cinesiologia**. São Paulo, Manole, 2000.

ENOKA, R. M.; STUART, D.G. Neurobiology of muscle fatigue. **Journal of Applied Physiology**, Washington, v. 72, n. 5, pp. 1631-1648, 1992.

FARINA, D. Interpretation of the surface electromyogram in dynamic contractions. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v. 34, n. 3, pp. 121-127, 2006.

FITZ, R.H.; METZGER, J.M.. Mechanisms of muscular fatigue. In: Principles of Exercise Biochemistry. **Medicine Sports Science**. v. 38, 2nd rev. ed., pp. 248-268, Poortmans (eds), 1993.

GEIRINGER, S.R.. **Anatomic Localization for Needle Electromyography**. Hanley & Belfus, Philadelphia, 1994.

GONÇALVES, M. Limiar de fadiga eletromiográfica in : **Avaliação aeróbia: Determinação indireta da resposta do lactato sanguíneo**, Denadai, B. S. (org.), Rio Claro: Motrix, 2000.

HARKINS, K.M.; MATTACOLA, C.G.; UHL, T.L.; MALONE, T. R.; McCRORY, J.L. Effects of 2 ankle fatigue models on the duration of postural stability dysfunction. **Journal of Athletic Training**, v.40, n. 3, pp. 191-196, 2005.

JOHNSTON, R.B. 3rd; HOWARD. M,E.; CAWLEY, P.W.; LOSSE, G.M.. Effect of lower extremity muscular fatigue on motor control performance. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. v. 30, n. 12, pp. 1703-1707, 1998.

KENDALL, F.P.; McCREARY, E.K.; PROVANCE, P.G. **Músculos: Provas e funções**. São Paulo: Manole, 1995.

KUHN, W.. Penalty-kick strategies for shooters and goalkeepers. In: **Science and Football** (edited by Reilly, T., Lees, A., Davids, K. and Murphy, W. J.), pp.489-492. London, 1988.

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

LEES, A.; NOLAN, L.. Three dimensional kinematic analysis of the instep kick under speed and accuracy conditions. **4th World Congress of Soccer and Football**, Sydney, 2001.

MAÏSETTI, O.; GUÉVEL, A.; LEGROS, P.; HOGREL, J.Y. SEMG power spectrum changes during a sustained 50% Maximum Voluntary Isometric Torque do not depend upon the prior knowledge of the exercise duration. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 12, n. 2, pp. 103–109, 2002.

MERLO, E.; POZZO, M.; ANTONUTTO, G.; PRAMPERO, P.E.; MERLETTI, R. Time–frequency analysis and estimation of muscle fiber conduction velocity from surface EMG signals during explosive dynamic contractions. **Journal of Neuroscience Methods**, v. 142, n. 2, pp. 267–274, 2005.

MIYAMOTO, N.; MORYA, E.; BERTOLASSI, M.A.; RANVAUD, R. Penalty kicks and stress. **Journal of Sports Sciences & Medicine**, v. 6, pp. 156 -157, sup. 10, 2007.

MOHR, M.; KRUSTRUP, P.; BANGSBO, J. Fatigue in soccer: A brief review. **Journal of Sports Sciences**, v. 23, n. 6, pp. 593-599, 2005.

MORYA, E.; RANVAUD, R.; PINHEIRO, W.M. Dynamics of visual feedback in a laboratory simulation of a penalty kick. **Journal of Sports Sciences**, v. 21, n. 2, pp. 87-95, 2003a.

MORYA, E.; RANVAUD, R. **Alterações na programação motora em resposta a estímulos visuais: latências e efeitos sobre o desempenho motor**. 2003b. 195 f. Tese em Ciências (Área de concentração – Fisiologia). Instituto de Ciências Biomédicas, Universidade de São Paulo. São Paulo.

OKANO, A.H.; MORAES, A.C.; BANKOFF, A.D.P.; CYRINO, E.S.. Respostas eletromiográficas dos músculos vasto lateral, vasto medial e reto femoral durante esforço intermitente anaeróbio em ciclistas. **Revista Motriz**, v. 11, n. 1, pp.11-24, 2005.

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

RAHNAMA N.; REILLY T.; LEES, A.; GRAHAM-SMITH, P. Muscle fatigue induced by exercise simulating the work rate of competitive soccer, **Journal of Sports Sciences**, v. 21, n. 11, pp. 933-942, 2003.

ROYAL, K.A.; FARROW, D.; MUJICA, I.; HALSON, S.L.; PYNE, D.; ABERNETHY, B. The effects of fatigue on decision making and shooting skill performance in water polo players. **Journal of Sports Sciences**, v. 24, n. 8, pp. 807-815, 2006.

SAKAI, K.; HIKOSAKA, O.; TAKINO, R.; MIYAUCHI, S., NIELSEN, M. & TAMADA, T. What and when: parallel and convergent processing in motor control. **The journal of Neuroscience**, v. 20, n. 7, pp. 2691-2700, 2000.

Anexos

Anexo A

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

ESTUDO: “Efeito de fadiga sobre latência e acurácia de respostas motoras à estímulos visuais”. Você está sendo convidado(a) a participar do projeto de pesquisa acima citado. O documento abaixo contém todas as informações necessárias sobre a pesquisa que estamos fazendo. Sua colaboração neste estudo será de muita importância para nós, mas se desistir a qualquer momento, isso não causará nenhum prejuízo a você.

Eu, (inserir o nome, profissão, domicílio)

.....
, portador da Cédula de identidade, RG, e inscrito no CPF/MF..... nascido(a) em ____ / ____ / _____, abaixo assinado(a), concordo de livre e espontânea vontade em participar como voluntário(a) do estudo “**Efeito de fadiga sobre latência e acurácia de respostas motoras à estímulos visuais**”. Declaro que obtive todas as informações necessárias, bem como todos os eventuais esclarecimentos quanto às dúvidas por mim apresentadas.

Estou ciente que:

- I) O estudo se faz necessário para que se possam descobrir os possíveis efeitos de fadiga (dificuldade em manter um mesmo padrão de desempenho/controle muscular durante uma atividade física) sobre uma tarefa de computador que simula a cobrança de um “pênalti” no futebol;
- II) Uma estimulação elétrica superficial de baixa intensidade (sensação de “formigamento”) será utilizada na musculatura do antebraço, com o objetivo de determinar a região onde os eletrodos (captadores da atividade elétrica do músculo) ficarão posicionados para o registro da ativação muscular;
- III) A participação neste projeto não tem objetivo de me submeter a um tratamento, bem como não me acarretará qualquer despesa pecuniário com relação aos procedimentos médico-clínico-terapêuticos efetuados com o estudo ;
- IV) Tenho a liberdade de desistir ou de interromper a colaboração neste estudo no momento em que desejar, sem necessidade de qualquer explicação;
- V) A desistência não causará nenhum prejuízo à minha saúde ou bem estar físico;

- VI) Os resultados obtidos durante este estudo serão mantidos em sigilo, mas concordo que sejam divulgados em publicações científicas, desde que meus dados pessoais não sejam mencionados;
- VII) Caso eu desejar, poderei pessoalmente tomar conhecimento dos resultados, ao final desta pesquisa;

- () Desejo conhecer os resultados desta pesquisa.
() Não desejo conhecer os resultados desta pesquisa.

São Paulo,.....de.....de 200...

() Voluntário/ () Responsável

Assinatura: _____

Telefone para contato: _____

Testemunha 1 : _____
Nome / RG / Telefone

Testemunha 2 : _____
Nome / RG / Telefone

Responsável pelo Projeto: _____
Marco Antonio Bertolassi

Anexo B

Instruções dadas ao voluntário

1. Fixe o olhar na “bola” (Ponto Central).
2. Mantenha a alavanca na Posição Vertical.
3. Sua tarefa é inclinar a alavanca quando o “cobrador” (Ponto inferior) coincidir com a “bola”, mas para o lado oposto ao movimento do goleiro.
4. Incline a alavanca para iniciar o teste.

Anexo C

Escala subjetiva de esforço (BORG, 2000)

6	Sem nenhum esforço
7	
8	Extremamente leve
9	Muito leve
10	
11	Leve
12	
13	Um pouco intenso
14	
15	Intenso (pesado)
16	
17	Muito Intenso
18	
19	Extremamente intenso
20	Máximo esforço

Escala RPE de Borg

© Gunnar Borg, 1970, 1985, 1994, 1998

Tabelas

Tabela 2. Percentual de respostas com lateralidade correta em função dos tempos disponíveis nas condições controle e fadiga.

Percentual de respostas com lateralidade correta - Controle									
Voluntários	Tempos disponíveis								
	51	102	153	204	255	306	357	408	459
1	25	25	50	75	25	100	100	100	100
2	75	100	25	75	50	100	100	100	100
3	50	25	75	50	25	100	75	100	100
4	50	50	25	75	50	75	100	75	100
5	50	25	75	100	100	100	100	100	100
6	50	50	75	50	75	100	100	100	100
7	75	100	25	75	50	75	75	100	100
8	25	50	50	100	100	100	100	100	100
9	50	25	100	50	50	75	75	100	100
10	75	50	50	75	50	50	100	100	100

Percentual de respostas com lateralidade correta - Fadiga									
Voluntários	Tempos disponíveis								
	51	102	153	204	255	306	357	408	459
1	100	25	75	75	50	100	100	100	100
2	75	50	75	100	50	50	100	100	100
3	75	25	50	75	100	75	100	100	100
4	50	50	25	50	100	50	50	75	50
5	25	25	75	100	50	75	75	100	100
6	25	75	25	100	75	75	75	75	100
7	25	50	75	100	50	25	75	50	100
8	0	50	75	75	100	100	100	100	100
9	25	50	50	75	50	50	100	100	100
10	0	25	50	50	50	50	100	50	75

Tabela 3. Média do erro temporal dos voluntários em função dos tempos disponíveis nas condições controle e fadiga.

Erro Temporal - Controle									
Voluntários	Tempos disponíveis								
	51	102	153	204	255	306	357	408	459
1	-9,5	13,25	20,5	6,75	13,75	12	-0,25	4,75	-6,5
2	15,5	15,75	26	13,5	-2	7,5	10,5	10,5	2,25
3	-3,25	20,5	23	8	1,75	22,5	25,5	-7,5	22,75
4	13,25	15,25	-24	-5,25	-2	-0,75	-11,5	-18,5	-20
5	14,25	9,5	1,75	-1	0,75	1,75	-1,5	-3	5,75
6	-1,25	-1,25	23,5	-6,5	5,75	32,5	19,5	-2,25	-7,25
7	19,5	10	10,25	-10	-2	4,5	14,5	5,75	11,5
8	3,5	2	15,25	19,25	10	18,5	-1	17,25	15,5
9	1	-10,5	11,75	20,75	6	6,5	5,5	11,75	-18,75
10	-14,25	-9,25	-8,5	0,75	-1,5	8,75	10,25	17	-4,5

Erro Temporal - Fadiga									
Voluntários	Tempos disponíveis								
	51	102	153	204	255	306	357	408	459
1	18,25	11,75	4,25	8,25	21	4,75	3,75	4,75	-10,75
2	-6	-13,5	1,5	-8,75	5,5	-10,5	8,25	-8,5	-11,5
3	13,25	-0,25	4,5	2,25	-1	-2,5	0	-14,25	4,5
4	-23	-2,5	-17,25	7,25	-15	-4,5	4,5	-5	4
5	4,25	-1,75	13	-10,5	23,25	20,25	-9,25	-6,75	-5,25
6	6,5	5,5	-6,25	11,5	-7,75	-14,25	8	-9	10,25
7	12	17,25	4,5	-4,75	-2	27	19	7	-17,5
8	1	17	11	2,25	16,75	21	-17,5	0,5	-12,5
9	-5	-20,75	-6,25	-18,75	-23,5	5,75	18	14,5	-11,5
10	11,25	-9,25	-23	15	7,75	-4,25	31,75	6,75	1,75