

unesp 

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
CAMPUS DE GUARATINGUETÁ**

MARCELO GUIMARÃES SILVA

**ANÁLISE DO CONTROLE POSTURAL E MUSCULAR DO LANÇAMENTO
DE PRECISÃO NO FUTEBOL EM CONDIÇÕES DE DUPLA-TAREFA E
FADIGA NEUROMUSCULAR**

Guaratinguetá
2016

MARCELO GUIMARÃES SILVA

**ANÁLISE DO CONTROLE POSTURAL E MUSCULAR DO LANÇAMENTO
DE PRECISÃO NO FUTEBOL EM CONDIÇÕES DE DUPLA-TAREFA E
FADIGA NEUROMUSCULAR**

Tese apresentada à Faculdade de Engenharia do
Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual
Paulista, para a obtenção do título de Doutor em
Engenharia Mecânica na área de Projetos.

Orientador: Prof. Dr. José Geraldo T. Brandão
Coorientador: Prof. Dr. Vincent Nougier
Coorientador: Prof. Dr. Henrique M. Rocha

Guaratinguetá
2016

S586a Silva, Marcelo Guimarães
Análise do controle postural e muscular do lançamento de precisão no futebol em condições de dupla-tarefa e fadiga neuromuscular / Marcelo Guimarães Silva – Guaratinguetá, 2016
148 f.: il.
Bibliografia: f. 104-124

Tese (doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2016.
Orientador: Prof. Dr. José Geraldo Trani Brandão
Co-orientadores: Prof. Dr. Vincent Nougier
Prof. Dr. Henrique Martins Rocha

1. Biomecânica. 2. Fadiga. 3. Postura humana. Título

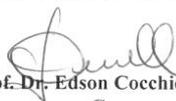
CDU 612.766(043)

MARCELO GUIMARÃES SILVA

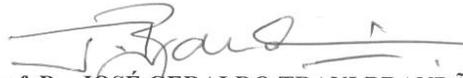
ESTA TESE FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
“DOUTOR EM ENGENHARIA MECÂNICA”

PROGRAMA: ENGENHARIA MECÂNICA
ÁREA: PROJETOS

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO


Prof. Dr. Edson Cocchieri Botelho
Coordenador

BANCA EXAMINADORA:


Prof. Dr. JOSÉ GERALDO TRANI BRANDÃO
Orientador / UNESP-FEG


Prof. Dr. MARCELO SAMPAIO MARTINS
UNESP-FEG


Prof. Dr. JOSÉ ELIAS TOMAZINI
UNESP-FEG


Prof. Dr.ª. RENATA APARECIDA RIBEIRO CUSTÓDIO
UNIFEI


Prof. Dr. PAULO HENRIQUE MARCHETTI
UNIMEP-Sorocaba

Julho de 2016

DADOS CURRICULARES

MARCELO GUIMARÃES SILVA

NASCIMENTO	08.10.1980 – RESENDE / RJ
FILIAÇÃO	Carlos Fernando Silva Rosa Maria Guimarães Silva
1999/2003	Curso de Graduação em Educação Física (Licenciatura Plena) ESC – Cruzeiro – SP.
2010/2012	Curso de Pós-Graduação <i>Strictu Sensu</i> em Engenharia Mecânica, nível de Mestrado - Universidade Estadual Paulista (UNESP) - Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá - SP.
2012/2016	Curso de Pós-Graduação <i>Strictu Sensu</i> em Engenharia Mecânica, nível de Doutorado - Universidade Estadual Paulista (UNESP) - Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá - SP.

Dedico este trabalho a Deus, a minha família, especialmente a minha filha Marcela, que estiveram sempre ao meu lado; enfim a todos que acreditaram que eu pudesse alcançar mais este objetivo em minha vida.

AGRADECIMENTOS

A Deus em primeiro lugar, por estar ao meu lado e abençoar-me nesta jornada.

A meus pais e demais familiares.

Ao meu orientador Prof. José Geraldo T. Brandão por aceitar o desafio de continuar meu projeto, e incentivar-me dentro da pesquisa. Agradeço a paciência, dedicação e orientações.

Ao Prof. Tamotsu Hirata, por iniciar o projeto de Doutorado e principalmente por acreditar desde o início; atuando ativamente, sempre dedicado, paciente e mostrando-me a importância da pesquisa científica em todos os aspectos.

À agência CAPES – Programa PDSE (Doutorado Sanduiche no exterior) - Processo BEX nº 14828/13-8, por auxiliar-me financeiramente através de bolsa, em meu projeto de Doutorado no exterior (França).

Ao meu co-orientador Prof. Dr. Vincent Nougier, por aceitar-me em sua equipe, acreditar em meu projeto e por ter sido essencial em meu desenvolvimento como pesquisador, auxiliando-me e encorajando-me a explorar novos conhecimentos sem cessar.

Ao Laboratório TIMC-IMAG, em especial à equipe SPM, em que tive a honra de trabalhar durante 12 meses de meu Doutorado Sanduíche. Aos colegas que fiz neste período de trabalho, os quais contribuíram de diferentes maneiras para o meu desenvolvimento como pesquisador.

Aos Professores da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, os quais me transmitiram o conhecimento suficiente durante o curso. Em especial agradeço ao prof. Tomazini, por aconselhar-me quando necessário, e ao prof. Guillaume Thomann, principalmente por ter acreditado em meu projeto, pela paciência, esforço e intermediação junto ao prof. Vincent, durante todo o processo de candidatura ao PDSE-CAPES.

Aos colegas da pós-graduação da FEG que me incentivaram durante esta jornada, em especial minha amiga Vânia.

A todos os funcionários da pós-graduação, pela credibilidade, paciência, respeito e atendimento eficiente que sempre demonstraram.

Aos funcionários do DME (FEG - UNESP) especialmente Walter Tupinambá e Lúcia, que sempre estiveram solícitos às minhas demandas.

Enfim, agradeço a todos que acreditaram no meu projeto desde a fase inicial até a conclusão. Todas as etapas, cada dificuldade ultrapassada, momentos bons e outros nem tanto, que passei durante esta importante fase da minha vida profissional.

“O verdadeiro homem mede a sua força, quando se defronta com o obstáculo”.

Antoine de Saint-Exupéry

SILVA, M.G. **Análise do controle postural e muscular do lançamento de precisão no futebol em condições de dupla-tarefa e fadiga neuromuscular.** 2016. 148 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2016.

RESUMO

A coordenação postural e movimento é um importante requisito para realizar tarefas diárias. Para investigar esta coordenação, dois experimentos foram conduzidos. No primeiro, a demanda cognitiva adicional associada ao controle da postura e do movimento foi estimada usando o paradigma da dupla-tarefa. No segundo, foram investigados os efeitos da fadiga muscular de membros inferiores nesta coordenação. Trinta e seis homens adultos, 20 a 30 anos, futebolistas amadores, foram voluntariamente recrutados, vinte para o primeiro e dezesseis para o segundo experimento. A tarefa consistiu em lançar uma bola até o alvo, o mais precisamente possível, com a parte interna do pé. Parâmetros biomecânicos foram analisados: centro de pressão (CP), centro de massa (CM) e atividade eletromiográfica (EMG). Os valores foram comparados por ANOVAs ($p=5\%$). Resultados do primeiro experimento mostraram que a condição de dupla-tarefa produziu uma diminuição na performance e significativo aumento no tempo de execução do movimento. Resultados dos deslocamentos do CP e CM mostraram significantes diferenças somente na direção anteroposterior ($p<0,05$). Análises do sinal EMG mostraram que a condição dupla-tarefa modificou o modo que os ajustamentos posturais antecipatórios (APAs) foram gerados, enfatizando que os processos cognitivo, postural e motor trabalharam dependentemente. No segundo experimento, os resultados mostraram que a eficácia do lançamento diminuiu com a fadiga. Resultados dos deslocamentos do CP e CM mostraram significantes diferenças entre condições, nas direções anteroposterior e médio-lateral ($p<0,05$). Análises EMG mostraram que em condição de fadiga houve um aumento da atividade dos músculos posturais, ao passo que na análise temporal EMG uma diminuição da ativação ocorreu em relação ao início do movimento. Em conclusão, os resultados de ambos os experimentos sugeriram que uma adaptação funcional resultou numa invariância global dos APAs, e independente da condição, foi aplicada, garantindo desta maneira uma performance relativamente eficaz do movimento.

PALAVRAS-CHAVE: Coordenação Postura-movimento. Parâmetros biomecânicos. Dupla-tarefa. Fadiga muscular. Ajustamento postural.

SILVA, M.G. **Analysis of postural and muscle control in accuracy kicking soccer in dual-task and neuromuscular fatigue conditions**. 2016. 148 f. Thesis (Doctorate in Mechanical Engineering) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2016.

ABSTRACT

The coordination of posture and movement is a necessary requirement to perform daily life tasks. To investigate this coordination, two experiments were conducted. In the first, the additional cognitive demand associated to postural and movement control was estimated using a dual-task paradigm. In the second, were investigated the effects of lower limbs muscular fatigue on this coordination. Thirty six adult men, 20 to 30 years old, amateur footballers, were voluntary recruited, twenty to first and sixteen to the second experiment. Participant's task was to kick a ball with the inside of the right foot, as accurately as possible, toward a target. Biomechanical parameters were analyzed: center of pressure (CP), center of mass (CM) and electromyographic activity (EMG). The values were compared by ANOVAs ($p=5\%$). Results of the first experiment showed that dual-task yielded a decreased kicking performance and a significant increased timing to perform the movement. CP and CM displacements results showed significant differences only in anteroposterior direction ($p<0,05$). EMG signal analysis showed that dual-task condition modified the way of adjustments postural anticipatory (APAs) were generated, emphasizing that cognitive, postural, and motor processes worked dependently. In the second experiment, results showed that kicking accuracy decreased with fatigue. CP and CM displacement results showed significant differences between conditions, in anteroposterior and mediolateral directions ($p<0,05$). EMG analysis showed that in fatigue condition, postural muscles were important, mainly for stabilizing the body during the unipodal stance. EMG analysis showed that the fatigue condition was increased activity of the postural muscles, while in the EMG temporal analysis a decrease in activation occurred in the beginning of the movement. In conclusion, the results of both experiments suggested that a functional adaptation resulting in an invariance of overall APAs, whatever the condition, was applied and ensured a relatively efficient performance.

KEYWORDS: Coordination Posture-movement. Biomechanical parameters. Dual-task. Muscle fatigue. Postural adjustment.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Modelos de organização da coordenação postural e movimento.....	24
Figura 2 - Modelo expandido do processamento de informação.....	27
Figura 3 - Representação esquemática do ajustamento postural	34
Figura 4 - Ilustração esquemática dos possíveis locais de fadiga, desde o SNC até a geração de força muscular e produção de movimento	46
Figura 5 - Bancada experimental = (a) vista superior, (b) vista lateral, (c) vista posterior	53
Figura 6 - Sistema integrado de análise dos sinais	54
Figura 7 - Sistema de aquisição de sinais	55
Figura 8 - Plataforma de forças	55
Figura 9 - Especificações técnicas da plataforma de forças AMTI/AccuGait	56
Figura 10 - Tela de calibração da plataforma de força com posicionamento real e medido do CP fornecida pelo fabricante	57
Figura 11 - Câmera CODA 3D. (a) modelo CX1, (b) planos de captura de imagens	59
Figura 12 - Pontos anatômicos demarcados para cálculo do CM.....	62
Figura 13 - Localização dos eletrodos nos músculos	66
Figura 14 - Eletrodo EMG sistema wireless. (a) especificações técnicas, (b) características do dispositivo single-differential, (c) eletrodo sem fio.....	66
Figura 15 - Orientação do sensor em relação à fibra muscular	67
Figura 16 - Alvos com as marcações em “scores”	69
Figura 17 - Voluntário executando o movimento de lançamento de precisão	70
Figura 18 - Participantes executando (a) movimento de extensão dos joelhos, (b) de elevação na ponta dos pés.....	73
Figura 19 - (a) Atividade EMG dos músculos bíceps femoral esquerdo e fibular longo direito, em duas condições diferentes: SF e FMP; (b) Valores da EMG integral do músculo FL coletados após uma série executada no protocolo de fadiga	74
Figura 20 - Sequência do movimento de lançamento de precisão	77
Figura 21 - Sincronização temporal dos sinais analisados nos experimentos	78
Figura 22 - Média e DP da duração do lançamento de precisão - Exp. 1.....	80
Figura 23 - Amplitude média do CP. Média e DP na direção AP - Exp. 1	81
Figura 24 - Amplitude média do CP. Média e DP na direção ML - Exp. 1	82
Figura 25 - Velocidade média do CP. Média na direção AP - Exp. 1	82
Figura 26 - Velocidade média do CP. Média e DP na direção ML - Exp. 1	83

Figura 27 - Amplitude média do CM. Média e DP na direção AP - Exp. 1.....	84
Figura 28 - Amplitude média do CM. Média e DP na direção ML - Exp. 1.....	84
Figura 29 - Velocidade média do CM. Média e DP na direção AP - Exp. 1.....	85
Figura 30 - Velocidade média do CM. Média e DP na direção ML - Exp. 1.....	85
Figura 31 - Média e DP da análise do tempo de latência de ativação dos músculos BF, RF, FL, GM - Exp. 1	86
Figura 32 - Média e DP da iEMG das modificações antecipatórias dos músculos BF, RF, FL, GM - Exp. 1	87
Figura 33 – Tempo de duração dos blocos de fadiga	91
Figura 34 - Média e DP da duração do lançamento de precisão - Exp. 2.....	92
Figura 35 - Amplitude média do CP. Média e DP na direção AP - Exp. 2.....	93
Figura 36 - Amplitude média do CP. Média e DP na direção ML - Exp. 2.....	93
Figura 37 - Velocidade média do CP. Média e DP na direção AP - Exp. 2.....	94
Figura 38 - Velocidade média do CP. Média e DP na direção ML - Exp. 2.....	94
Figura 39 - Amplitude média do CM. Média e DP na direção AP - Exp. 2.....	96
Figura 40 - Amplitude média do CM. Média e DP na direção ML - Exp. 2.....	96
Figura 41 - Velocidade média do CM. Média e DP na direção AP - Exp. 2.....	97
Figura 42 - Velocidade média do CM. Média e DP na direção ML - Exp. 2.....	97
Figura 43 - Média e DP da análise do tempo de latência de ativação dos músculos BF, RF, FL, GM - Exp. 2	98
Figura 44 - Média e DP da iEMG das modificações antecipatórias dos músculos BF, RF, FL, GM - Exp. 2	99

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Características dos sujeitos da amostra experimental 1	52
Tabela 2 - Características dos sujeitos da amostra experimental 2	52
Tabela 3 - Características técnicas de cada câmera CODA modelo CX 1	58
Tabela 4 - Modelo antropométrico proposto por Winter.....	62

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANOVA	Análise de Variância (teste estatístico)
APA	Ajustamento Postural Antecipatório
AP	Ântero-Posterior
APC	Ajustamento Postural Compensatório
BF	Músculo bíceps femoral
BS	Base de suporte
C	Controle (condição)
CG	Centro de Gravidade
CM	Centro de Massa
CODA	<i>Cartesian Optoelectronic Dynamic Anthropometer</i>
CP	Centro de Pressão
CP _{AP}	Centro de Pressão na direção AP
CP _{ML}	Centro de Pressão na direção ML
CP _V	Velocidade do Centro de Pressão
CP _X	Centro de Pressão no eixo X
CP _Y	Centro de Pressão no eixo Y
CIVM	Contração Isométrica Voluntária Máxima
DP	Desvio Padrão
DT	Dupla-Tarefa
EMG	Eletromiografia de superfície
Fe	Foco Externo
Fi	Foco Interno
FL	Músculo fibular longo
FM	Fadiga motora
Fmd	Frequência mediana (EMG)
Fme	Frequência média (EMG)
FMP	Fadiga motora-postural
FP	Fadiga postural
FRS	Força de Reação do Solo
F _x	Força em X
F _y	Força em Y

Fz	Força em Z
GM	Músculo gastrocnêmio medial
IMC	Índice de Massa Corporal
ISEK	<i>International Society of Electrophysiology and Kinesiology</i>
ML	Médio-Lateral
mmii	membros inferiores
mmss	Membros superiores
Mx	Momento em X
My	Momento em Y
NF	Não fadiga
RF	Músculo reto femoral
RMS	<i>Root mean square</i>
SCP	Sistema de Controle Postural
SENIAM	<i>Surface EMG for the non-invasive assessment of muscles</i>
SNC	Sistema Nervoso Central
ST	Simple Tarefa
VM	Músculo vasto medial

LISTA DE SÍMBOLOS

Ag	Prata
d	Distância
h	Altura
Hz	Hertz
Mo	Momento
NS	Não significativo ($p > 0,05$)
T_0	Tempo de iniciação (ativação do sinal)
u.a	Unidade adimensional
\int	Integral
Σ	Somatório
®	Marca registrada

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	17
1.1	POSIÇÃO E RELEVÂNCIA DO PROBLEMA	17
1.2	OBJETIVOS	19
1.2.1	Objetivo Geral	19
1.2.2	Objetivos Específicos	19
1.3	JUSTIFICATIVAS	19
1.4	HIPÓTESES	20
1.5	ESTRUTURA DA TESE	20
2	REFERENCIAL TEÓRICO	21
2.1	SISTEMA SENSORIO-MOTOR	21
2.2	INVESTIGAÇÃO DA COORDENAÇÃO POSTURA E MOVIMENTO	22
2.3	CONTROLE MOTOR	25
2.3.1	Aprendizagem da tarefa e performance motora	26
2.3.2	O papel da atenção no controle motor	27
2.4	CONTROLE POSTURAL	28
2.4.1	Orientação postural e equilíbrio	29
2.5	AJUSTAMENTOS POSTURAIIS	32
2.5.1	Ajustes Posturais Antecipatórios	35
2.5.2	Ajustes Posturais Compensatórios	36
2.6	INVESTIGAÇÃO DO CONTROLE POSTURAL NO FUTEBOL	37
2.7	A IMPORTÂNCIA DOS MÉTODOS DE ANÁLISE BIOMECÂNICA APLICADOS À INVESTIGAÇÃO DA COORDENAÇÃO POSTURA- MOVIMENTO	39
2.8	DUPLA-TAREFA	40
2.8.1	Investigações sobre o paradigma da DT	40
2.8.2	A influência da DT na performance do lançamento de precisão no futebol	42
2.9	FADIGA MUSCULAR	43
2.9.1	Mecanismos de ação da fadiga muscular	45
2.9.2	Classificação dos tipos de fadiga muscular	47
2.9.3	A influência da fadiga muscular na performance do lançamento de precisão no futebol	49
3	METODOLOGIA	51

3.1	COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA.....	51
3.2	DELINEAMENTO DA PESQUISA E AMOSTRA EXPERIMENTAL.....	51
3.3	BANCADA EXPERIMENTAL.....	52
3.4	INSTRUMENTAÇÃO.....	54
3.4.1	Sistema de aquisição de sinais	54
3.4.2	Plataforma de forças	55
3.4.3	Avaliação cinemática do lançamento de precisão	58
3.4.4	Análise do Centro de Massa	60
3.4.5	Eletromiografia de superfície	63
3.5	PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL.....	68
3.5.1	Coleta dos Dados	68
3.5.2	Descrição da tarefa de lançamento de precisão	68
3.5.3	Descrição do experimento 1 – DUPLA-TAREFA	70
3.5.4	Descrição do experimento 2 – FADIGA MUSCULAR	71
3.5.4.1	Parâmetros utilizados como critérios de verificação da fadiga neuromuscular.....	73
3.6	TRATAMENTO E ANÁLISE DOS DADOS.....	75
3.7	LIMITAÇÕES DO ESTUDO.....	78
3.8	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	79
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	80
4.1	EXPERIMENTO 1 – DUPLA-TAREFA.....	80
4.1.1	Análise da performance do lançamento de precisão	80
4.1.2	Análise dos deslocamentos do CP	81
4.1.2.1	Análise da amplitude média do CP.....	81
4.1.2.2	Análise da velocidade média do CP.....	82
4.1.3	Análise dos deslocamentos do CM	83
4.1.3.1	Análise da amplitude média do CM.....	83
4.1.3.2	Análise da velocidade média do CM.....	84
4.1.4	Análise do sinal EMG	85
4.1.5	Discussão do Experimento 1 – DUPLA-TAREFA	87
4.2	EXPERIMENTO 2 – FADIGA MUSCULAR.....	90
4.2.1	Análise dos indicadores de fadiga	90
4.2.2	Análise da performance do lançamento de precisão	91
4.2.3	Análise dos deslocamentos do CP.....	92
4.2.3.1	Análise da amplitude média do CP.....	92

4.2.3.2	Análise da velocidade média do CP	93
4.2.4	Análise dos deslocamentos do CM	95
4.2.4.1	Análise da amplitude média do CM	95
4.2.4.2	Análise da velocidade média do CM	96
4.2.5	Análise do sinal EMG	98
4.2.6	Discussão do Experimento 2 – FADIGA MUSCULAR	99
5	CONCLUSÃO	103
	REFERÊNCIAS	104
	BIBLIOGRAFIA CONSULTADA	125
	ANEXO A – APRECIÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA.....	126
	APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO - Experimento 1.....	127
	APÊNDICE B – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO - Experimento 2.....	129
	APÊNDICE C – EXPLICAÇÕES DA PESQUISA - Experimento 1	131
	APÊNDICE D – EXPLICAÇÕES DA PESQUISA - Experimento 2	132
	APÊNDICE E – ROTINAS DESENVOLVIDAS EM “MATLAB” PARA ANÁLISE DOS DADOS (CP, EMG)	133

1 INTRODUÇÃO

1.1 POSIÇÃO E RELEVÂNCIA DO PROBLEMA

Atualmente, com a evolução tecnológica, tornou-se cada vez mais importante quantificar e principalmente entender o desempenho do movimento humano.

Os últimos anos colocam em evidência o tema motricidade humana, cujo principal objetivo é o de tornar o movimento menos dispendioso possível para o sistema sensório-motor; sendo que grande parte das análises do movimento é em relação aos membros inferiores, pois são utilizados tanto na análise de atividades do cotidiano, quanto na área esportiva (LEDIN et al., 2004; NODA; DEMURA, 2006; PINSAULT; VUILLERME, 2008).

A coordenação entre postura e movimento é uma exigência que se verifica constantemente. Frequentemente, ambos devem ser executados simultaneamente, logo, há a necessidade constante de uma performance eficaz do movimento, mantendo-se o equilíbrio e uma postura apropriada (HORAK; MACPHERSON, 1996; MASSION, 1992).

Dada a capacidade de organização do sistema de controle postural no sentido de uma melhor performance do movimento, é pertinente compreender os mecanismos e estratégias de controle postural estático e dinâmico, e de que forma esses mecanismos influenciam variáveis de outros sistemas.

Um fator que está diretamente relacionado é a necessidade da integridade dos mecanismos centrais e periféricos para a manutenção do perfeito funcionamento do controle neuromotor; portanto, a análise sensório-motora representa uma ferramenta quantitativa e qualitativa de avaliação da resposta de tais mecanismos frente a uma tarefa solicitada, como por exemplo, o controle do equilíbrio ou do movimento.

Investigações anteriores mostraram que o controle da postura é tão complexo quanto o controle do movimento (MOCHIZUKI; AMADIO, 2003). O mais comum nestes casos, é a necessidade da atuação dos ajustamentos posturais, antecipando-se ao desequilíbrio produzido pela ação motora.

Entretanto, certos desequilíbrios não podem ser previstos pelo sistema de controle da postura e do movimento, uma vez que afetam negativamente a função do sistema sensório-motor, implicando geralmente em atraso nas respostas motoras (ENOKA; DUCHATEAU, 2008) principalmente em tarefas que demandam precisão. Pode-se observar a ocorrência destes desequilíbrios em situações de dupla-tarefa, ou em casos de fadiga muscular.

Desta maneira, uma questão ainda permeia a comunidade científica: Como os indivíduos organizam a postura e o movimento durante um gesto de precisão de membros inferiores?

A coordenação postura-movimento, portanto, é um tema de estudo que vem apresentando um número crescente em pesquisas produzidas, devido principalmente às alterações que podem trazer à qualidade do movimento e também outros fatores, tais como: a estabilidade postural e equilíbrio, podendo desta maneira comprometer a qualidade de execução do movimento, além de aumentarem os riscos de lesões.

No intuito de verificar-se o controle postural e motor numa tarefa de lançamento de precisão em diferentes condições, dois experimentos foram propostos para o presente estudo (dupla-tarefa e fadiga neuromuscular). Por meio do paradigma de dupla-tarefa (ANDERSSON et al., 1998; YARDLEY et al., 1999) é possível estimar a demanda cognitiva ligada ao controle de uma tarefa motora, e verificar estratégias desenvolvidas mediante a necessidade de se realizar uma outra tarefa simultaneamente. Por outro lado, o paradigma da fadiga muscular em diferentes condições pode causar o aumento de rigidez articular e conseqüentemente, induzir à necessidade de inclusão de novos parâmetros dentro do programa motor (BARRY; ENOKA, 2007; FORESTIER; NOUGIER, 1998).

Nos esportes em que o equilíbrio é fator preponderante para a execução do alto desempenho do gesto esportivo, a análise do controle postural durante a execução da tarefa funcional esportiva demonstra ter caráter significativo para a compreensão do controle do movimento no esporte, na melhoria da performance, bem como na prevenção de lesões.

O futebol representa a modalidade esportiva mais praticada pela população mundial, e de acordo com essa premissa é fácil compreender o grande interesse na investigação de fatores intrínsecos, e ou, extrínsecos concernentes (AMADIO; SERRÃO, 2007); sendo a biomecânica do chute futebolístico o gesto técnico mais estudado dessa modalidade, pois apesar de não ser a única tarefa funcional do futebol, contempla a principal e mais utilizada durante o jogo (AMADIO; SERRÃO, 2007; LEES; NOLAN, 1998).

Portanto, o estudo do controle postural e do movimento de precisão, além de contribuir para a compreensão durante a execução do lançamento investigado, pode também fornecer maior perspectiva para a investigação da influência de possíveis alterações no sistema sensorio-motor, no controle postural e na precisão do movimento focal.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo geral

Identificar as estratégias de organização posturais e motoras utilizadas pelos indivíduos durante uma tarefa de precisão no futebol, com e sem carga cognitiva adicional, ou em condições de fadiga muscular localizada, por meio da análise dos componentes biomecânicos.

1.2.2 Objetivos específicos

- Identificar a interação postura-movimento durante o ciclo do lançamento de precisão, por meio das variáveis dependentes: Centro de Pressão (CP), Centro de Massa (CM) e Eletromiografia de superfície (EMG);
- Avaliar a influência do movimento de lançamento de precisão nas variáveis dependentes, através de parâmetros biomecânicos, tais como: amplitude e velocidade médias do CP e CM, análise da latência de ativação e integral dos sinais EMG, e da performance dos lançamentos, por meio da eficácia da precisão e do tempo de lançamento;
- Verificar em dois experimentos distintos, dupla-tarefa e fadiga muscular, os ajustamentos posturais desenvolvidos em condições de equilíbrio estático e dinâmico, numa tarefa de precisão unipodal para membros inferiores (mmii);
- No experimento 1 (dupla-tarefa), identificar os ajustamentos posturais desenvolvidos em equilíbrio estático e dinâmico, numa condição de aumento da demanda cognitiva durante a tarefa, por meio dos variáveis investigadas (CP, CM, EMG). No experimento 2 (fadiga muscular), identificar os ajustamentos posturais desenvolvidos em diferentes condições de fadiga neuromuscular de membros inferiores, por meio das variáveis (CP, CM, EMG).

1.3 JUSTIFICATIVAS

- Dada a multidimensionalidade do movimento torna-se importante a identificação e correlação de fatores, internos e externos, relevantes, e de variáveis descritivas que permitam caracterizar adequadamente padrões cinéticos e cinemáticos;

- A importância da investigação utilizando um sistema de análise dos parâmetros biomecânicos, que permita verificar o comportamento postural e motor durante uma tarefa de precisão, podendo este método de análise ser utilizado tanto durante o acompanhamento e aperfeiçoamento do treinamento, quanto na reabilitação e investigação de patologias associadas à prática esportiva;
- Existem poucos estudos metodológicos associados ao lançamento de precisão no futebol, principalmente no que tange o controle postural e motor associado às atividades elétricas musculares envolvidas neste tipo de movimento.

1.4 HIPÓTESES

- As condições investigadas nos experimentos 1 e 2, influenciaram os ajustamentos posturais, e conseqüentemente o equilíbrio dinâmico e o comportamento muscular do membro inferior de apoio durante o ciclo do lançamento;
- A performance do movimento de lançamento de precisão é prejudicada com a implementação de uma carga cognitiva adicional ou em condições de fadiga muscular do membro de apoio, motor ou de ambos os membros;
- O sistema neuromuscular é capaz de desenvolver estratégias específicas, a fim de manter-se em condição de equilíbrio postural e desta maneira executar com precisão o movimento, em condição de dupla-tarefa ou fadiga muscular;

1.5 ESTRUTURA DA TESE

No Capítulo 2 é feita uma revisão de literatura, dividida em seções ou sub-seções, através de uma investigação bibliográfica.

No Capítulo 3 é apresentada a descrição metodológica desta investigação, apresentando os materiais e métodos utilizados, tais como: a composição da amostra, os procedimentos e a instrumentação utilizada para medição dos parâmetros e variáveis investigadas.

No Capítulo 4 são apresentados os resultados e discussões referentes aos experimentos abordados na tese.

No Capítulo 5 é realizado o desfecho do estudo, por meio das conclusões e considerações finais, de acordo com os objetivos propostos inicialmente.

Finalmente, são apresentadas as referências bibliográficas utilizadas no presente estudo, seguida dos apêndices e anexos.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

Neste capítulo são descritos estudos/temas abordando os seguintes tópicos: Sistema sensorio-motor, Coordenação postura-movimento, Controles motor e postural, Ajustamentos Posturais, Biomecânica, Dupla-Tarefa e Fadiga Muscular.

Para a elaboração do texto, foram selecionados artigos nacionais e internacionais retirados das bases de dados: Google Acadêmico, Medline, SciELO, PUBMED, EBSCO Host, Lilacs, Portal de Periódicos CAPES, BiblioVIE; os artigos, teses, dissertações e livros pesquisados foram publicados predominantemente entre os anos de 2001 e 2016.

Os termos-chave utilizados foram: Coordenação Postura e Movimento, Dupla-Tarefa, Fadiga muscular, Ajustamentos Posturais, Tarefas de precisão de membros inferiores, Biomecânica nos esportes, Futebol. Os termos foram utilizados em português e inglês, de forma individual e em combinações.

2.1 SISTEMA SENSORIO-MOTOR

As informações do sistema somatosensorial exercem modificações no padrão de movimento, sejam elas advindas do sistema ascendente quanto do sistema descendente, ou seja, do somatosensorial periférico, visual e vestibular.

Essas informações possuem como resposta o movimento reflexivo organizado no nível da medula espinhal no SNC. A função do controle do movimento exercida pelas informações sensoriais periféricas pode ser realizada de forma complexa pelos trajetos ascendentes, além disso, devido ao fato dos receptores sensoriais convergirem nos motoneurônios (trajeto comum final), as informações sensoriais periféricas podem também na medula espinhal articular o movimento dos comandos originários dos centros superiores do SNC (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003).

O sistema somatosensorial periférico e seus receptores denominados de proprioceptivos possuem funções específicas e diferenciadas. Os corpúsculos de Paccini são receptores de adaptação rápida, possuem baixo limiar de excitabilidade para sobrecarga mecânica e respondem principalmente à variação de aceleração articular no início e no final do movimento. Já as terminações de Ruffini e os receptores de Golgi são de adaptação lenta, possuem alto limiar de excitabilidade. Podem controlar a posição e o deslocamento articular, além do senso de aceleração e desaceleração da articulação. Ambos os receptores possuem representação cortical bem estabelecida com alto grau de representação espacial, portanto,

outra possibilidade desses receptores é a capacidade de promover a consciência da posição articular passiva e ativa (BELL et al., 1994; ENOKA, 2000).

Da mesma forma, os receptores musculares, como o Fuso Muscular, controlador do alongamento muscular e os receptores tendíneos, como o Órgão Tendinoso de Golgi, sensível a modificação do comprimento do músculo durante a contração muscular, além dos receptores sensoriais situados na região dérmica, chamados de receptores cutâneos, atuam em sinergismo com os receptores proprioceptivos ligamentares e capsulares na função de fornecer informações sensoriais ao SNC para controlar o movimento (ENOKA, 2000; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003).

É importante ressaltar que o sistema somatosensorial periférico, com seus receptores citados anteriormente, é associado ao sistema visual que contribui com a informação exteroceptiva, por meio do fornecimento de informações sobre a posição de objetos no espaço, das informações sobre a posição do corpo no espaço, a relação entre os segmentos corporais no espaço, assim como a situação espacial dos movimentos corporais (KANDEL et al., 1991; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003).

Finalmente o terceiro sistema sensorial, denominado de sistema vestibular, contribui por fornecer informações sobre a posição da cabeça no espaço e das alterações rápidas e inesperadas nas direções do movimento cefálico. Esse sistema é dependente de receptores que são sensíveis à aceleração angular, denominados canais semicirculares compostos de cílios que são sensíveis ao movimento do fluido presente no seu interior, e de receptores sensíveis à aceleração linear, denominados de utrículo e sáculo (BELL et al., 1994; KANDEL et al., 1991).

Portanto, os três sistemas de informações sensoriais contribuem de forma fundamental para o mecanismo da homeostase corporal por fornecer informações aos controles motores, sendo considerado o sistema altamente confiável para o controle da postura e do movimento (LATASH et al., 2010).

2.2 INVESTIGAÇÃO DA COORDENAÇÃO POSTURA E MOVIMENTO

Durante a execução de movimentos voluntários, muitos aspectos de uma mesma tarefa são coordenados e devem ser realizados simultaneamente. Como os indivíduos adaptam sua postura quando estão em condições às quais frequentemente necessitam executar o movimento direcionado é uma questão que frequentemente tem despertado muito interesse na comunidade científica (BOUISSET; ZATTARA, 1987 b; MASSION, 1992; MASSION et al.,

2004; POZZO et al., 2002). A função primária da postura deve ser preservada, quando o sistema é confrontado com uma tarefa de precisão.

Preservar o equilíbrio é uma condição necessária para uma performance eficaz, bem como preservar a orientação dos segmentos corporais em relação à gravidade, uma vez que eles provêm valores de referência para o planejamento da trajetória do movimento (MASSION et al., 2004). Todavia, uma contradição parece existir entre a necessidade de manter-se o equilíbrio durante o movimento e a necessidade de se estabilizar os segmentos, os quais sirvam como valores de referência para a trajetória do movimento; desta maneira, uma coordenação entre controle do equilíbrio e manutenção da postura podem ser necessários (MASSION, 1992).

A capacidade para realizar atividades do cotidiano com sucesso é fundamental para manutenção de um estilo de vida independente, uma vez que não somente postura e movimento precisam estar coordenados, mas também postura e equilíbrio (MASSION, 1992).

Na maioria das atividades motoras, a postura e movimento devem ser coordenados no intuito de alcançar o objetivo da tarefa. De acordo com (BERRIGAN et al., 2006; YIOU et al., 2007), embora as atividades do cotidiano pareçam simples, elas envolvem tanto a movimentação de segmentos corporais responsáveis pelos ajustes posturais, quanto do ajuste do movimento (YIOU et al., 2012), ou seja, o SNC deve resolver dois problemas simultaneamente: o controle da trajetória do membro em direção ao alvo desejado (movimento focal) e a manutenção da projeção do CM do corpo dentro dos limites de estabilidade da base de suporte (MASSION, 1992; POZZO et al., 2002; STAPLEY et al., 1999; YIOU et al., 2012), portanto para que haja coordenação entre postura e movimento, é necessário que haja deslocamento do CM dentro da base de suporte.

De acordo com Massion et al. (2004) a coordenação entre a postura e movimento também acarreta um grande problema, uma vez que, o desempenho de um movimento é uma fonte de perturbação da postura por duas razões. Em primeiro lugar, ela muda a geometria do corpo, e como consequência, a posição do centro de gravidade (CG) com relação à superfície de suporte (na maioria das vezes o solo). Em segundo lugar, o movimento é iniciado pela força dos músculos internos, os quais estão associados com forças de reação, agindo sobre os segmentos de suporte e à própria base de suporte.

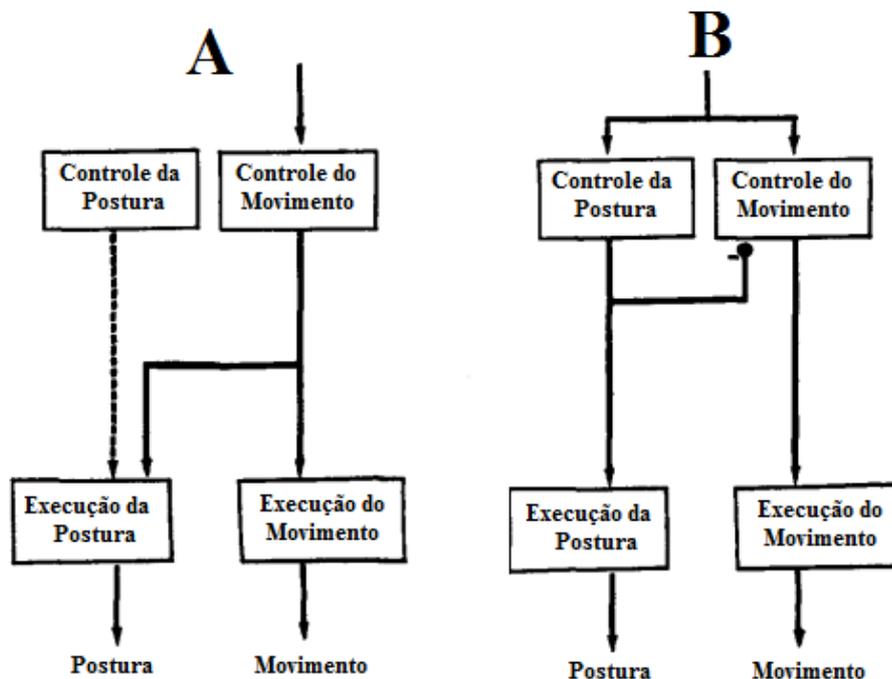
As interações dinâmicas resultantes entre corpo e segmentos devem ser acomodadas, caso contrário, existiria um desvio da trajetória planejada e causaria um distúrbio difícil de ser controlado, mas que pode ser evitado graças à atuação dos ajustamentos posturais.

Movimentos envolvendo todo o corpo são realizados através de uma combinação de ajustamentos posturais antecipatórios (APAs) e movimentos focais. Nota-se então que, dois modos de coordenação entre postura e movimento parecem existir (MASSION, 1992; ROBERT et al., 2007).

No primeiro, chamado de modo “hierárquico” (Figura 1 A) os caminhos que controlam o desempenho do movimento emitem garantias que atuam nas redes posturais responsáveis pelos APAs, através de uma rede de comando comum. Neste modo de coordenação, o início do movimento e o ajustamento postural são ativados simultaneamente.

O outro modo é o “paralelo” (Figura 1 B) onde os ajustamentos posturais e o movimento são controlados por caminhos paralelos. Neste modo, as alterações posturais ocorrem mais frequentemente, antes do início do movimento, porém existem casos em que ocorre um retardo deste sinal e o mesmo é ativado somente após o início do movimento. Uma característica determinante deste modo de controle é que os APAs e os movimentos focais são controlados de forma independente através de comandos de controle paralelos ou de duplo processo.

Figura 1 - Modelos de organização da coordenação postura e movimento.



Fonte: Adaptado Massion (1992).

Este tipo de coordenação é observado através dos movimentos dos braços com o indivíduo na posição em pé. Existem vários parâmetros que indicam que o controle postural e

o controle do movimento são organizados de maneira independente (BOUISSET; ZATTARA, 1987 b).

Primeiramente, o intervalo entre o início do ajustamento postural e o do movimento varia em função do modo de controle: os ajustamentos posturais precedem o início do movimento quando o movimento possui um ritmo constante ou automático, considerando que ocorre principalmente, simultâneo ao início de um movimento em reação ao paradigma do tempo (BERRIGAN et al., 2006; HORAK et. al., 1984; LEE et. al., 1990).

Em segundo lugar, o intervalo entre o início do movimento de ajustamento postural antecipatório e o início do movimento primário aumenta conforme a progressão positiva da função ou evento (ZATTARA; BOUISSET, 1986 a, b).

Entretanto, durante experimentos envolvendo o uso do paradigma de reação, acontece às vezes que, por engano, os sujeitos realizam um ajustamento postural inapropriado para o movimento ser executado, normalmente refletindo num retardo na ativação.

O comando central dos ajustamentos posturais compensatórios (APCs) e os do movimento são, além disso, processos separados (BROWN; FRANK, 1987). Quando o início do movimento é atrasado em relação ao início do ajustamento postural, como, por exemplo, quando uma carga é adicionada ao braço, sugere-se que, conforme previamente sugerido por Cordo; Nashner (1982), que o circuito de movimentos voluntários sejam inibidos até os ajustamentos posturais terem alcançado um determinado valor.

O ato motor é desta forma sequencial: primeiro os APCs ocorrem e retardam o início do movimento até as modificações posturais terem alcançado um adequado nível, para minimizar os distúrbios posturais ou do equilíbrio devido para o movimento ou diretamente para uma força adicional do movimento (BARRY; ENOKA, 2007; LEE et al., 1990).

Os mecanismos inibitórios por meio dos quais o início do movimento é retardado dependem da quantidade de perturbação associado à performance do movimento. É improvável que as entradas sensoriais indiquem que os ajustamentos posturais alcançaram um nível inadequado para o início do movimento que pode estar envolvido, devido ao curto tempo decorrido entre as mudanças posturais e as condições que devem estar no início do movimento.

2.3 CONTROLE MOTOR

É um campo da ciência relativamente novo (ENOKA, 2008; LATASH et al, 1995 a; LATASH et al., 2010). Pode ser definido como uma área da ciência natural que explora como

o SNC produz movimentos coordenados e intencionais numa interação com as demais partes do corpo e com o ambiente (BERRET; JEAN, 2016).

A teoria do controle motor é definida como um grupo coerente de proposições utilizadas como princípios para a explicação dos processos e mecanismos envolvidos na organização do movimento: identifica variáveis que explicam o desempenho motor; além de proporcionar uma estrutura conceitual para organização do corpo no espaço relacionado à organização de padrões de movimento.

2.3.1 Aprendizagem da tarefa e performance motora

As concepções de movimento humano provêm de um conjunto de processos e eventos, ocorridos a nível neuronal, fisiológico e estrutural do corpo dos indivíduos, podendo ainda ser um reflexo de imensuráveis influências oriundas do ambiente físico, cultural e social em que o indivíduo está inserido. Esses processos decorrem das interações entre o estado atual de cada um desses ambientes e a aquisição de novas habilidades, resultando em mudanças relativamente permanentes do desempenho através da prática ou da experiência. Essas transformações podem ser caracterizadas como aprendizagem motora (CASTANEDA; GRAY, 2007; ENOKA, 2008; MAGILL, 2000; SCHMIDT et al., 2000; WULF et al., 2010).

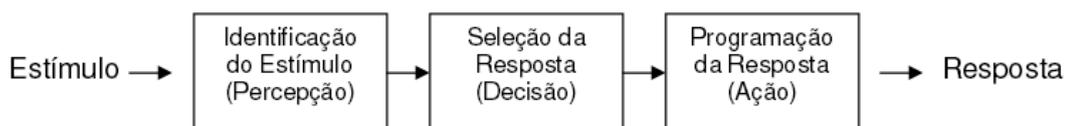
Uma das mais importantes características do movimento humano é a variabilidade. As várias tentativas de uma mesma tarefa permitem levar a algum padrão de performance, incluindo a cinemática, cinética, e padrões de ativação muscular (BERRET; JEAN, 2016). Desta forma, alguns pesquisadores entendem a variabilidade motora não como uma perturbação, mas como um tipo de janela da organização central para a organização motora do sistema que produz movimentos voluntários; entretanto, quando o sujeito atinge o estágio autônomo da aprendizagem, no qual é capaz de executar os movimentos exigidos de maneira automatizada e sem dispensar muita atenção, pode apresentar conseqüentemente um padrão de movimento com menor variabilidade.

Um dos problemas encontrados na coordenação e controle do movimento são os graus de liberdade que se referem ao grande número de variáveis livres a serem organizadas pelo sistema nervoso central. A hipótese levantada por (TURVEY et al., 1982) é que os graus de liberdade são controlados através do uso de unidades definidas no aparelho motor, as unidades automaticamente ajustam-se entre si e as forças externas. As unidades de ação são definidas como estruturas coordenativas, que consistem em um grupo de músculos que

frequentemente envolvem várias articulações de forma a restringir seus atos como uma unidade funcional (DAVIDS et al., 2006; ENOKA, 2008).

O modelo apresentado na figura 2 mostra o funcionamento do processo de informação, no qual durante vários estágios, observa-se que o indivíduo continua a processar o estímulo utilizando uma variedade de operações durante estes estágios, e finalmente produz uma resposta, na maioria das vezes, talvez a desejada.

Figura 2 - Modelo expandido do processamento de informação.



Fonte: Adaptado Schmidt; Wrisberg (2001).

2.3.2 O papel da atenção no controle motor

Um fator que tem sido consistentemente citado como gerador da melhora no desempenho e aprendizagem de habilidades motoras é o foco de atenção. Numerosos estudos realizados nos últimos anos tem demonstrado que a eficácia na aquisição de habilidades motoras tem grande dependência do foco de atenção induzido (LANDERS et al., 2005; WULF; SU, 2007; WULF et al., 2010).

É possível investigar esta variável através de duas formas: o foco de atenção externo (Fe) e o foco de atenção interno (Fi), ambos estão ligados ao aprendizado de uma habilidade motora. Neste sentido, o Fe é definido como uma forma de ensinar o movimento dirigindo a atenção para efeitos do ambiente no mesmo. Enquanto que, o Fi é uma forma de ensinar dirigindo a atenção do praticante da habilidade para o seu movimento, ou para seu próprio corpo durante a realização da tarefa (LOHSE et al., 2012; SCHIMDT; WRISBERG, 2001; WULF et al., 2010).

Diferentes estudos encontrados na literatura vêm apresentando que o Fe resulta em melhor desempenho e aprendizagem em relação ao Fi em uma gama de habilidades motoras (BELL & HARDY, 2009; CHIVIAKOWSKY et al., 2008; WULF; SU, 2007). Por exemplo, foi demonstrado que o Fe reduz as demandas de atenção durante a aprendizagem, o que permite que os reflexos rápidos possam ser usados, da mesma forma podendo ocorrer um processamento de informação semelhante ao processamento automatizado de sujeitos mais experientes na tarefa (WULF; SU, 2007; WULF et al., 2010).

Porém, de acordo com (CÂNDIDO et al., 2012; CASTANEDA; GRAY, 2007), além da capacidade de atenção, outros fatores devem ser levados em consideração, para que se possa obter um bom desempenho e aprendizagem da habilidade motora, como por exemplo: sistema de prática da habilidade, o nível de complexidade da tarefa, o estágio do desenvolvimento motor, as características individuais, e o uso de estratégias que buscam a facilitação e aprendizagem mais rápida de habilidade motora.

2.4 CONTROLE POSTURAL

Inúmeros são os trabalhos na área de controle postural e muitos questionamentos sobre diferentes aspectos deste controle, parecem existir, tais como: a participação do SNC e sistemas associados, ativação muscular, formas de ajustes da postura, estratégias de controle, patologias, formas de avaliação do controle postural.

O objetivo central do controle postural, portanto, é minimizar os efeitos negativos da perda do equilíbrio, e para atingir este objetivo, o SNC desempenha papel fundamental neste controle, o qual se baseia no monitoramento da representação interna da postura, o esquema corporal (MASSION; WOOLLACOTT, 1996).

Logo, observa-se então que o controle postural é parte integrante do sistema de controle motor humano, sendo definido como o processo pelo qual o SNC produz padrões de atividade muscular necessários para a relação entre o CM e a base de sustentação. Definida com a atividade básica automática que requer limitados investimentos de atenção (ROERDNICK et al., 2010).

Estas informações permitem formar uma representação interna do mundo externo, relatando e reconhecendo a posição e o movimento de cada parte do corpo (MOCHIZUKI; AMADIO, 2003). Utiliza informações dos sistemas visual, vestibular e somatossensorial (BACSI; COLEBATCH, 2005; HORSTMANN; DIETZ, 1990; McCOLLUM et al., 1996; ROTHWELL, 1994; WINTER, 1995).

O controle postural é responsável por diferentes e importantes funções na postura ereta. Estas funções desempenham papéis importantes no próprio comportamento motor humano e junto com o controle da execução de movimentos voluntários permite o melhor entendimento do controle de uma ação motora, e pode ser entendido também como um comportamento que emerge de um contínuo e dinâmico relacionamento entre informação sensorial e atividade motora, incluindo os componentes sensório-motores e músculos-esqueléticos envolvidos na busca de uma determinada posição corporal (AMADIO, 2003; FRANK; EARL, 1990;

HORAK, 2006; JANUÁRIO; AMARAL, 2010; MOCHIZUKI; POZZO et al., 2001; REMAUD et al., 2012; ROBERT et al., 2007; SCOTT et al., 2015; STAPLEY et al., 2000; WOOLLACOTT; SHUMWAY-COOK, 2002), bem como a habilidade para manter-se o equilíbrio em relação à ação da força gravitacional através da manutenção ou retorno do CM na base de suporte. Essa atividade é um processo complexo, que envolve os esforços coordenados de mecanismos aferentes ou sistemas sensoriais e mecanismos eferentes ou sistemas motores. Exemplos de restrições posturais, de acordo com Yiou et al. (2012) são: a dupla-tarefa, fadiga muscular, instabilidade, tempo de execução da tarefa, medo de queda.

Para que o indivíduo tenha autonomia nas tarefas diárias, seja com ênfase no foco ou na postura, faz-se necessário um adequado funcionamento do Sistema de Controle Postural, responsável pela orientação e equilíbrio postural (HORAK, 2006).

2.4.1 Orientação postural e equilíbrio

De acordo com Carvalho; Almeida (2008) existem dois componentes comportamentais do sistema de controle postural: a orientação e o equilíbrio postural.

A orientação postural refere-se ao alinhamento dos segmentos do corpo, a relação deles entre si e a relação deles com o ambiente; já o equilíbrio postural é o estado em que todas as forças que atuam sobre o corpo estão balanceadas de modo que o seu CM seja controlado em relação à base de apoio, tanto para permanecer em uma determinada posição ou durante a realização de um movimento (HORAK, 2006). Para desempenhar essas funções o SCP precisa detectar e prever possíveis instabilidades e, para tanto, informações provenientes do sistema sensorial, através dos sistemas visual, vestibular e somatossensorial, são enviadas continuamente ao SNC.

Estas informações dos sistemas sensoriais, de acordo com Peterka (2002), originam-se da relação do indivíduo com o ambiente, da orientação da cabeça e da posição dos membros entre si, às quais são então integradas pelo SNC para que impulsos nervosos sejam enviados ao sistema muscular e assim, contrações musculares sejam realizadas para possibilitar a manutenção do CM dentro da base de apoio (HORAK, 2006; JACOBS; HORAK, 2007).

Qualquer perturbação externa, tal qual uma translação súbita da superfície de suporte, ou interna, como um movimento rápido do membro superior e inferior, altera a projeção do CM para os limites da base de suporte e o alinhamento entre o CM e o CP, o que pode resultar num desequilíbrio postural.

De acordo com Gallahue; Ozmun (2003), o equilíbrio estático é a capacidade de manter o próprio equilíbrio enquanto o centro de gravidade permanece estacionário, e, definem equilíbrio dinâmico como a capacidade de manter o próprio equilíbrio conforme o CG se desloca.

A postura pode ser definida como a posição no espaço, de quaisquer segmentos em relação a outros, num determinado momento (MASSION, 1992; PAILLARD, 2007). Cada postura adotada corresponde a um estado de equilíbrio, que envolve coordenação neuromuscular e adaptação que representa um determinado movimento corporal. As respostas posturais automáticas são dependentes do contexto, ou seja, são ajustadas de acordo com as necessidades de interação entre os sistemas de organização postural e o meio ambiente.

De fato, o equilíbrio postural pode ser quantificado através do CP ou do CM. O CM é a variável que nos permite analisar o comportamento do equilíbrio (SILVEIRA et al., 2013), enquanto o CP é o ponto representativo da resultante da aplicação de todas as forças no solo, e é a representação sensório-motora dos deslocamentos do CM (DUARTE; FREITAS, 2010; MOCHIZUKI; AMADIO, 2003; WINTER, 1995).

Entretanto, de acordo com Amorim (2012), o CM e o CP se diferenciam pelo fator temporal devido aos elementos que compõem cada variável, e pelo fator da frequência de oscilação devido ao espectro de frequência do sinal. Esse segundo fator pode ser evidenciado pelas frequências de oscilação de até 0,2 Hz em que aproximadamente dez por cento da oscilação do CP, não representa a oscilação do CM, e quando a frequência é elevada para 0,5 Hz a não representatividade do CP em relação ao CM é de aproximadamente 50% (MOCHIZUKI; AMADIO, 2003).

Ambas as perturbações podem criar deslocamentos do CM do corpo, fazendo com que ele fique próximo dos limites da área da base de suporte formada pelos pés, colocando em risco a estabilidade do corpo (SANTOS et al., 2010). Nestas condições, as informações dos sistemas sensoriais são, então, integradas e utilizadas para gerar os comandos motores, a fim de manter o equilíbrio postural no nível desejado.

De acordo com Horak et al. (1984), este processo ocorre no subconsciente, em um nível involuntário, produzindo ajustes posturais antecipatórios automáticos. Estes ajustes posturais têm sido denominados de estratégias posturais e são caracterizados principalmente pelos movimentos das articulações e/ou padrões de ativação muscular (NASHNER; McCOLLUM, 1985).

Dentre as estratégias posturais utilizadas para a manutenção e/ou recuperação do equilíbrio, destacam-se as estratégias do tornozelo, seguindo o modelo de um pêndulo único

invertido (WINTER, 1995). Tal estratégia é habitualmente utilizada quando pequenas perturbações maiores e rápidas e/ou quando a superfície de apoio é estreita, a estratégia do quadril é preferencialmente utilizada.

De acordo com Freitas; Duarte, 2012; Krishnamoorthy; Latash, 2005, embora estas estratégias enfatizem a participação das articulações do quadril e tornozelo, outros estudos têm sugerido que as demais articulações do corpo também estariam envolvidas na manutenção da postura ereta; desta maneira a escolha por uma ou outra estratégia postural depende também das perturbações resultantes das condições da tarefa. Em posição ortostática existe um equilíbrio instável dado que a força gravitacional tem que ser equilibrada continuamente através de energia muscular.

Numa análise mecânica, as condições de equilíbrio do corpo dependem das forças e momentos de força sobre ele aplicados. Como exemplo de forças externas nomeiam-se a força de gravidade e a força de reação ao solo (FRS); as forças internas podem ser fenômenos fisiológicos, como batimentos cardíacos, movimentos respiratórios e perturbações geradas pela ativação muscular. Um corpo está em equilíbrio mecânico quando o somatório de todas as forças agindo sobre ele é igual à zero. Contudo, na postura ortostática existem sempre pequenas oscilações do corpo, porque as forças só se anulam momentaneamente (JANUÁRIO; AMARAL, 2010; MCCOLLUM et al., 1996). Desta maneira fica evidente que o corpo humano está em constante desequilíbrio, atuando sempre numa busca constante por equilíbrio.

O equilíbrio postural é uma valência física que descreve a dinâmica do corpo para evitar quedas, sendo muito importante nas tarefas diárias (WINTER, 1995). O equilíbrio postural é importante na realização das tarefas diárias, exigindo que o sistema nervoso central organize as informações enviadas pelos sistemas sensoriais (visual, vestibular e somatossensorial) e interaja com o neuromuscular para funcionamento ideal.

O CP é apenas uma resposta de correção aos movimentos do CM para o controle do equilíbrio estático (MOCHIZUKI; AMADIO, 2003). O CM representa verdadeiramente o controle do equilíbrio postural, sendo definido fisicamente como um ponto representativo do total da massa de um corpo (WINTER, 1995).

Ao realizar avaliações do equilíbrio através do CP é possível tentar estimar a localização e os deslocamentos do CM através de diferentes técnicas, como: a cinemática, a integração dupla da força horizontal dividida pela massa e a utilização de filtros passa-baixas no sinal do CP (DUARTE; FREITAS, 2010; LAFOND et al., 2004; MOCHIZUKI; AMADIO, 2003; NANTEL et al., 2009; WINTER et al., 1996).

O equilíbrio em posição vertical é conseguido quando o CM é posicionado sobre a base de suporte e está alinhado com o CP. Qualquer perturbação externa, como uma translação súbita da superfície de suporte, ou interna, como um movimento rápido do membro superior ou inferior, altera a projeção do CM para os limites da base de suporte e o alinhamento entre o CM e o CP, o que pode resultar num desequilíbrio postural.

2.5 AJUSTAMENTOS POSTURAIIS

De acordo com as leis da mecânica, o movimento constitui uma perturbação transitória da postura e do equilíbrio postural por duas razões principais.

Quando um segmento corporal é deslocado de um ponto do espaço a outro, a posição inicial do CG global do corpo é modificada, elaborando novas condições de equilíbrio postural. Por outro lado, a aceleração dos segmentos corporais deslocados voluntariamente (segmentos focais) gera, em virtude do princípio da ação e reação, as forças de sentido opostos que se aplicam ao nível da extremidade do segmento corporal adjacente (BERRET et al., 2014; BOUISSET; ZATTARA, 1987; MEZAOUR, 2010;).

Ressalta-se que quando se trata dos ajustamentos posturais associados aos movimentos voluntários, é importante destacar a teoria da “Capacidade Posturo-Cinética”, citada no trabalho de Yiou et al. (2012) e definida como a capacidade do indivíduo em gerar eficientes ajustamentos posturais em resposta a uma perturbação de origem interna ou externa (BOUISSET; ZATTARA, 1990). Esta teoria enfatiza a necessidade de desenvolver ajustamentos em antecipação a futuras perturbações no intuito de aperfeiçoar o controle do balanço, portanto defende que é necessária uma boa mobilidade da articulação postural contrária à perturbação.

A manutenção da postura frente à perturbações requer que o SNC utilize principalmente dois tipos de estratégias de ajuste postural. Para manter a homeostase ou equilíbrio interno, o corpo humano é composto de muitos sistemas, e para tal controle, dentre esses sistemas existem dois que são comumente utilizados, o controle *Feedback* (APCs) e o controle *Feedforward* (APAs).

Diversos autores investigaram os APAs (BOUISSET ; ZATTARA, 1990; CORDO ; NASHNER, 1982 ; Le BOZEC ; BOUISSET, 2009 ; LEE et al., 1987; MASSION, 1992) e APCs (BOUISSET ; ZATTARA, 1987; LATASH et al.,1995 a; Le BOZEC et al., 2008).

Os sistemas somatosensorial periférico, visual e vestibular, em perfeito funcionamento, fornecem informações para os dois tipos de controles motores citados, sendo que o controle

feedback se caracteriza por um processamento contínuo de informações aferentes, em contrapartida, no controle *feedforward* as informações aferentes são utilizadas de forma intermitente, somente até o momento do controle feedback ser iniciado (KANDEL et al., 1991; RIEMANN et al., 2002).

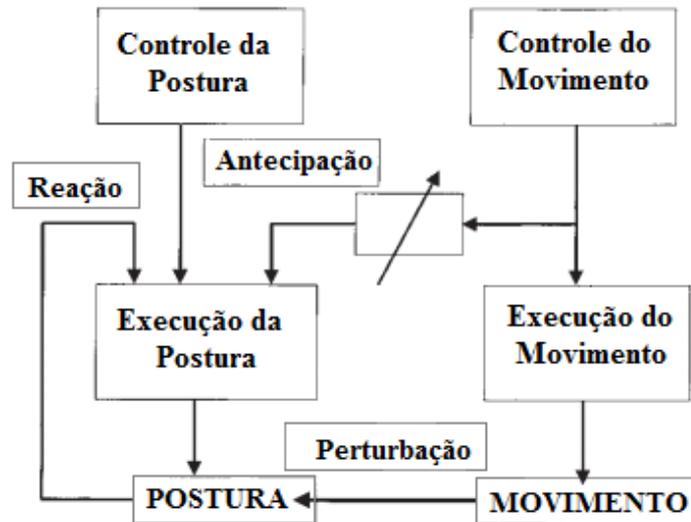
Um dos objetivos dos APAs é minimizar os efeitos do futuro desequilíbrio (MASSION, 1992), sendo que a presença de APA não dispensa os APCs para o controle postural, uma vez que estes últimos envolvem correções em tempo real (BOUISSET; ZATTARA, 1987) e regulação da atividade (CRENNA et al., 1987).

Outro ajuste que ocorre são os APCs, todavia estes são iniciados por sinais sensoriais de *feedback*. Ocorrem geralmente quando a perturbação não pode ser prevista e é iniciado por um sinal antecipatório (SANTOS et al., 2010). Uma das funções mais importantes, é que estes ajustamentos posturais constituem mecanismos de restauro da posição do CM após uma perturbação.

Desta maneira, o SNC tenta prever as perturbações posturais associadas com o planejamento do movimento voluntário e minimizá-las com correções antecipatórias (ARUIN, 2002; SANTOS et al., 2010), enquanto correções compensatórias tratam das perturbações atuais do equilíbrio que ocorrem devido à eficácia dos componentes antecipatórios.

A figura 3 apresenta um modelo de como os ajustamentos posturais corrigem os avanços das perturbações da postura e equilíbrio que estão associados com a execução do movimento. Através deste diagrama, é possível verificar que para um funcionamento do sistema de controle postural, é necessário que os sistemas de reação postural e ajustamento antecipatório estejam integrados.

Figura 3 - Representação esquemática do ajustamento postural.



Fonte: Adaptado Massion et al. (2004).

Este modelo de representação memorizada (ou modelo) foi primeiramente difundido no domínio postural por Bernstein (1967) *apud* Massion et al. (2004) baseado na análise da aprendizagem motora; posteriormente outros pesquisadores investigaram o tema (GURFINKEL et al., 1988; MASSION et al., 2004; POZZO et al., 2002).

As inter-relações entre os ajustes posturais antecipatórios e compensatórios foram investigadas em estudos recentes (SANTOS et al., 2010).

Diversos estudos têm mostrado também que indivíduos jovens saudáveis pré-selecionam suas estratégias de ajustes posturais antes que uma perturbação externa ocorra (SANTOS et al., 2010) e, dessa forma, modificam suas repostas motoras com base nas características das perturbações (SANTOS; ARUIN, 2008), na previsibilidade, na tarefa (SANTOS; ARUIN, 2009) e na prática (ASAKA et al., 2008).

Os mecanismos relacionados ao desenvolvimento dos ajustes posturais provavelmente dependem das experiências anteriores (MOCHIZUKI; AMADIO, 2003). Por um lado, Nashner & McCollum (1985) sugerem que o efeito da repetição no ajuste postural é devido ao ajuste fino da atividade muscular. Por outro lado, Hadders-Aldra et al. (1996), Perrin et al. (1998) questionaram se o treinamento modifica o desenvolvimento das respostas posturais. Esta possibilidade já havia sido anunciada por Belenkii et al. (1967) citados no trabalho de Aruin; Latash (1995a, 1995b).

Uma característica importante referente à utilização das estratégias é que cada indivíduo pode selecionar uma ou outra estratégia, e a magnitude da sua resposta por influência de

intenções, experiências e expectativas da tarefa (HORAK; NASHNER, 1986; SHUPERT, 1999), dependendo da percepção da necessidade da segurança no movimento do CM e da eficiência motora.

Os trabalhos referentes ao tema na literatura abordam frequentemente estas duas estratégias, porém existe uma terceira defendida por Gahery (1987). De acordo com este autor, a terceira estratégia são os ajustes posturais de acompanhamento; os quais partindo do pressuposto que as condições da tarefa são conhecidas, estes ajustes promovem um método seguro e eficiente de regulação da postura; todavia esta estratégia não será abordada no presente estudo.

2.5.1 Ajustes Posturais Antecipatórios (APAs)

Referem-se às alterações na atividade dos músculos posturais e deslocamentos do CP iniciados antes do início da ação voluntária (CORDO; NASHNER, 1982). Desse modo, os APAs estão presentes especialmente em movimentos voluntários que causam perturbações previsíveis na postura. Estão associados à ativação dos músculos posturais antes que a perturbação ocorra (BOUISSET; ZATTARA, 1987; MASSION, 1992; SANTOS et al., 2010) e são desencadeados com a finalidade de minimizar os efeitos de uma perturbação prevista.

A amplitude deste ajuste é dependente da intensidade e direção da perturbação, assim como da estabilidade postural no momento do evento (KRISHNAMOORTHY; LATASH, 2005), sendo ele determinado a partir da magnitude do distúrbio. Porém quando é conhecido o momento e a magnitude da perturbação, com base em informações dos sistemas visual e proprioceptivo, os APAs podem ser observados sem que a causa da perturbação postural seja o movimento voluntário (MASSION, 1992).

As estratégias posturais antecipatórias ajudam a manter a estabilidade, antecipando a compensação para um desequilíbrio. Indivíduos com respostas posturais automáticas pouco coordenadas mostram instabilidade postural em respostas a desequilíbrios externos, enquanto sujeitos com APA pouco coordenados mostram instabilidade no início do movimento (HORAK, 2006).

Antecipação envolve a previsão de uma futura perturbação (MASSION et al., 2004). Isto implica que devido ao efeito das experiências repetidas e do aprendizado na rede de adaptação do SNC, modelos memorizados do movimento são desenvolvidos e utilizados durante a performance da tarefa.

Vários estudos têm demonstrado que a magnitude dos APAs depende da direção (ARUIN, 2002; SANTOS; ARUIN, 2008) e do desequilíbrio (ARUIN; LATASH, 1995a; BOUISSET, 1991) e que estes são afetados pelas características da ação motora para induzir o desequilíbrio (ARRUIN, 2003; SHIRATORI; ARUIN, 2007), configuração corporal (ARRUIN, 2003) e medo de queda (ADKIN, 2002; YIOU et al., 2012).

A redução dos parâmetros espaço-temporais dos APAs igualmente foram colocados em evidência em condições de estabilidade postural precária.

Pesquisas anteriores (ARUIN et al., 1998; YIOU et al., 2007) mostraram que a redução do tamanho da base postural está associada ao eixo da perturbação postural induzida pelo movimento voluntário. As possibilidades de deslocamento do CP, e conseqüentemente de contra-perturbação postural são reduzidas.

Assim, em condição de estabilidade postural inicial precária, a redução dos APAs constituiria uma estratégia de proteção destinada a minimizar seus efeitos desestabilizadores (ARUIN et al., 1998; NOUILLOT et al., 2000).

A importância da estabilidade da postura final foi estabelecida por Do et al. (1991) no caso dos movimentos de flexão-extensão dos mmii terminando com um duplo apoio dos pés no solo ou com um simples apoio do pé ao solo. Estes autores mostraram um aumento da duração dos APAs na postura final unipodal (ex: por um equilíbrio menos estável ao fim do movimento).

2.5.2 Ajustes Posturais Compensatórios (APCs)

Em termos gerais, APCs designam os fenômenos motores que afetam o suporte postural após o fim do movimento voluntário. Diversos autores mencionaram a existência de tais ajustamentos (BOUISSET; ZATTARA, 1987; CRENNNA et al., 1987; LATASH et al., 1995a; Le BOZEC et al., 2008; MASSION, 1992; ODDSON, 1990; SANTOS et al., 2010). Entretanto, os estudos sobre este tipo de ajustamento postural são menos explorados do que àqueles direcionados aos APAs.

Ocorrem geralmente quando a perturbação não pode ser prevista e é iniciado por um sinal antecipatório (SANTOS; ARUIN, 2009). Constituem mecanismos de restauro da posição do CM após uma perturbação.

Quando o APA não minimiza os efeitos da perturbação, o controle postural usa outra estratégia para garantir a estabilidade do sistema (CHABRAN et al., 2002; TOUSSAINT et al., 1998). Neste sentido, o APC é desencadeado e regulado pelo APA (HAY; REDON, 1999)

e depende da informação sensorial disponível e das condições do ambiente.

As estratégias de *feedback*, ou APC são a primeira defesa em relação a perturbações externas inesperadas. De acordo com Nashner (1976) *apud* Nashner; McCollum (1985), são rápidos, inferiores a 100 ms, regulando a postura numa base estável, quando se encontra numa situação de crise. Por outro lado, observa-se segundo a literatura pesquisada que a resposta dos APCs depende da direção e magnitude do desequilíbrio na dimensão da base de suporte (DIMITROVA, 2004; HORAK; McPHERSON, 1996; JONES et al., 2008), da previsibilidade do desequilíbrio (BURLEIGH, 1996), de instruções (MCLLROY, 1993) e do envolvimento numa tarefa secundária, tal como segurar um objeto com as mãos (BATENI et al., 2004).

2.6 INVESTIGAÇÕES DO CONTROLE POSTURAL NO FUTEBOL

Dentre as modalidades de investigações realizadas no futebol, existem diversos estudos, os quais abordam a motricidade dos gestos esportivos e suas eficiências mecânicas, e em especial, o gesto do chute, podendo ser o de potência ou de precisão.

No entanto, até esse momento, os dados concretos acerca dos parâmetros biomecânicos no futebol ainda são escassos em relação aos avanços tecnológicos (AMADIO; SERRÃO, 2007), bem como os trabalhos que abordam a análise do controle postural durante o gesto técnico do futebol (AMORIM, 2012; BARONI et al., 2011; ROSA, 2010).

Especificamente na análise do lançamento de precisão com a parte medial do pé, o equilíbrio é dinâmico com variação dependendo da fase de análise do ciclo de chute, sabendo que o CP pode ser analisado de maneira estática ou dinâmica.

Desta forma, os estudos dos gestos técnicos no futebol, realmente concentram-se na análise da execução do chute, e de forma preferencial realizada por meio de registros cinemáticos, os quais também apresentam como variáveis preferenciais para análise, o deslocamento e a velocidade linear e angular dos segmentos do membro inferior que realiza o movimento de balanço do chute (AUGUSTUS et al., 2016; BARBIERI et al., 2008; BARFIELD et al., 1998; LEVANON; DAPENA, 1998; TEIXEIRA, 2004; THOMAZ, 2005).

Portanto, o futebol requer uma postura unipodal com o intuito de realizar diferentes movimentos técnicos (ex: chute, passe ou lançamentos). A estabilidade do pé de suporte em alguns momentos tornou-se crítica, mas tão eficaz quanto possível. Além disso, o controle postural de praticantes de futebol, deve ser avaliado em uma postura unipodal (AUGUSTUS et al., 2016; PAILLARD et al., 2006) à fim de respeitar as condições específicas da modalidade. Sabe-se que um apoio sobre o solo bem estabelecido é característica fundamental

para a eficácia do chute, seja de potência ou de precisão, e esta característica é extremamente correlacionada à coordenação da postura-movimento.

Na pesquisa desenvolvida por Rosa (2010) a qual teve como objetivo investigar o equilíbrio dinâmico durante o chute de futebol, por meio de um sistema de análise com uma tarefa controlada, na qual investigou o comportamento gráfico das curvas médias da trajetória, deslocamento e velocidade do CM e CP durante a tarefa de chute controlado; conclui que a análise do controle postural é uma excelente ferramenta no acompanhamento técnico ou na reabilitação e prevenção de lesões no esporte, especificamente no futebol.

Outro estudo desenvolvido por Gerbino et al. (2007), compararam através do CP, dois grupos distintos: um de jogadores de futebol e outro de dançarinas. Encontraram como resultado uma diferença significativa do deslocamento do CP, sendo menor para o grupo de dançarinas em relação ao apresentado pelo grupo de jogadores de futebol. Esses autores destacaram a importância de análise do equilíbrio de jogadores de futebol, pois nessa prática esportiva o gesto técnico do chute é realizado em apoio unipodal, e ainda é associado com outros fatores externos, durante a fase da corrida de aproximação por exemplo.

Gioftsidon et al. (2006), os quais investigaram a eficiência do programa de treinamento de equilíbrio em jogadores de futebol e o efeito da fadiga pós-treino no controle postural, encontraram que não existem diferenças significativas nos testes de controle postural pré e pós-treino. Porém, encontraram diferenças com melhora no controle postural no grupo que realizou o programa de treinamento de equilíbrio.

Vuillerme et al. (2001) verificaram que a variação de velocidade do CP foi semelhante, comparando-se um grupo de ginastas com um grupo controle (composto por atletas de futebol, handebol, vôlei). A diferença na velocidade do deslocamento do CP apareceu quando o tendão do tornozelo foi submetido a uma vibração, fazendo com que a entrada proprioceptiva fosse perturbada. O grupo de ginastas apresentou uma recuperação do equilíbrio mais rápida do que o grupo controle, sugerindo que o tipo de treino que as ginastas fazem favorece o equilíbrio.

Num estudo elaborado por Matsuda et al. (2008), demonstrou-se que os atletas de futebol apresentam menor deslocamento AP e ML em relação ao grupo formado por atletas de basquete, natação, e sedentários. Isto pode ser comprovado pela dinâmica da movimentação e necessidade de maior controle postural durante o gesto técnico, variando do chute com potência ao chute de precisão.

Os estudos que tratam da análise do controle postural, conforme descritos nas pesquisas citadas nesta seção, investigaram os parâmetros biomecânicos, tais como: CP e CM, seja na

análise do ciclo total do movimento ou em fases específicas. A seção 2.7 abordará a importância dos métodos biomecânicos, bem como de sua aplicação prática na investigação dos processos de coordenação da postura e do movimento.

2.7 A IMPORTÂNCIA DOS MÉTODOS DE ANÁLISE BIOMECÂNICA APLICADOS À INVESTIGAÇÃO DA COORDENAÇÃO POSTURA-MOVIMENTO

A pesquisa em Biomecânica proporciona a melhoria do conhecimento sobre uma estrutura muito complexa, que é o corpo humano. É considerada, portanto um ramo da engenharia Biomédica, sendo um campo interdisciplinar no qual os princípios e métodos da engenharia das ciências básicas e da tecnologia são aplicados para projetar, testar e fabricar equipamentos para uso em medicina, a fim de entender, definir e resolver problemas em fisiologia e biologia. (NORDIN; FRANKEL, 2003).

Em muitas situações, o conhecimento biomecânico, representado pela análise dos parâmetros e variáveis do movimento, é uma importante ferramenta de estudo, podendo ser aplicada na análise de situações do cotidiano, tais como: análise da marcha, do equilíbrio ou do apoio unipodal. Outra importante contribuição do estudo da Biomecânica pode ser observado no âmbito esportivo, atuando tanto na análise do movimento visando o rendimento ou performance, como numa também na prevenção ou reabilitação de lesões.

Pode ser classificada ainda em: interna e externa, sendo a primeira responsável em determinar as forças transmitidas pelas estruturas internas do corpo humano e a segunda responsável em determinar modelos de gestos desportivos ou de movimentos padrões cotidiano, a fim de diagnosticar e corrigir os erros encontrados. Utilizando métodos biomecânicos, observa-se que o movimento pode também ser descrito e modelado matematicamente, permitindo maior compreensão dos mecanismos internos reguladores e responsáveis pelos movimentos do corpo humano (AMADIO; SERRÃO, 2007).

A Biomecânica é subdividida em duas áreas básicas, segundo Winter (1990): a Cinemática e a Cinética. A Cinemática descreve os aspectos do movimento, trata da geometria e dos aspectos dependentes do movimento sem considerar as forças que causam o movimento, ao passo que a Cinética estuda os fatores que causam o movimento.

O processo de mensuração do movimento em Biomecânica prioriza a definição de um método para orientação da análise experimental, sendo que essa metodologia pode envolver uma técnica ou conjunto de técnicas que esclareçam os problemas da mensuração proposta (AMADIO; DUARTE, 1996).

Os métodos utilizados para abordar as diversas formas de movimento são: cinemetria, dinamometria, antropometria e eletromiografia (WINTER, 1990).

A cinemetria consiste num conjunto de métodos que busca medir os parâmetros cinemáticos do movimento, isto é; posição, orientação, velocidade e aceleração. O instrumento básico para medidas cinemáticas é baseado em câmeras de vídeo que registram a imagem do movimento.

A dinamometria engloba todos os tipos de medidas de força e pressão. As forças mensuráveis são as forças externas, transmitidas entre o corpo e o ambiente. O instrumento básico é a plataforma de força, que mede a força de reação do solo, além do CP.

A antropometria se preocupa em determinar as características e propriedades do aparelho locomotor como as dimensões das formas geométricas de segmentos, distribuição de massa, braços de alavanca, posições articulares, etc. É possível calcular as variáveis cinéticas, tais como: momento de Inércia de segmentos corporais e o centro de rotação articular, origem e inserção muscular, comprimento e área de secção transversa muscular, além de braços de alavanca muscular.

A eletromiografia se caracteriza pelo registro das atividades elétricas associadas às contrações musculares, através da eletromiografia, determina-se de maneira direta a atividade muscular voluntária através do potencial de ação muscular.

Portanto, para que sejam produzidas investigações eficazes sobre a coordenação da postura-movimento, faz-se necessário a aplicação destes métodos biomecânicos expostos nesta seção, pois além de fornecerem respostas separadamente, podem de uma maneira integrada, conforme investigado neste estudo, prover importantes respostas no que tange a organização da postura e do movimento; especificamente na análise de um movimento de precisão, no qual os indivíduos permaneceram em apoio unipodal.

2.8 DUPLA-TAREFA

2.8.1 Investigações sobre o paradigma da Dupla-Tarefa

Nos últimos anos, um número crescente de investigações tem utilizado o paradigma da dupla-tarefa para investigar a demanda atencional do controle postural e movimento (CASELLATO et al., 2012; LAJOIE et al., 1993; POZZO et al., 2001; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003). O paradigma da dupla-tarefa (DT) permite a análise dos processos e

estruturas encefálicas envolvidas na aquisição da automaticidade e na manipulação de recursos atentos (MCCULLOCH, 2007).

Diferentes tipos de combinações de DT são possíveis: duas tarefas motoras, cognitivas ou podem incluir uma tarefa cognitiva e outra motora. Além disso, nas tarefas motoras, podem estar envolvidos fatores completamente diferentes, por exemplo, pode haver a associação de uma ação manual oculomotora, manual e verbal entre outras possibilidades (PASHLER, 1994).

Vários estudos utilizaram o paradigma da DT para investigar a relação entre tarefas cognitivas e controle postural quando o foco do indivíduo está na estabilidade postural. Em alguns estudos, DT produziu interferência e conseqüentemente uma deterioração do controle postural (LAJOIE et al., 1993; MAYLOR; ALLISON WING, 2001; RANKIN, et al., 2000; SHUMMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2000;) enquanto em outros não houve efeito na postura (YARDLEY et al., 1999) ou mesmo melhoria no controle postural (KERR et al., 1985; SWAN et al., 2004) indicando que a relação entre balanço e uma tarefa cognitiva secundária não é afetada.

Portanto, observa-se que no paradigma ou metodologia da DT é realizado o estudo do desempenho de duas tarefas executadas simultaneamente; uma das duas tarefas é definida como primária (ex: controle postural ou a execução do movimento propriamente dito) uma vez que os sujeitos devem realizar com o mesmo nível de performance a tarefa independente da condição (EBERSBACH et al., 1995; LAJOIE et al., 1993; Ma; FELDMAN, 1995); enquanto outra é denominada secundária. A execução eficiente de atividades cotidianas compreende a capacidade de realizar simultaneamente mais de uma tarefa, o que constitui um pré-requisito para uma vida funcional, independente e segura.

A perda de desempenho na condição de DT em relação à simples tarefa (ST) é denominada de custo da DT, refletindo alta demanda atenta para uma das tarefas ou para ambas (MCCULLOCH, 2007; NEWMAN et al., 2007). O custo da DT no desempenho da tarefa primária, na secundária ou em ambas, pode ser expresso, por exemplo, pela diminuição no número de movimentos executados em determinado tempo, aumento no número de erros, perda do tempo de reação e, até mesmo, a incapacidade de completar as tarefas (ARMIERI et al., 2009; ASHLER, 1994; MCCULLOCH, 2007;).

Desta forma durante a análise de duas tarefas concorrentes, designar uma como primária e outra como secundária não demonstraria o que acontece em situações naturais, isto é, há uma grande relevância funcional em entender a forma na qual o indivíduo reconhece uma situação como a mais importante e direciona seus recursos atentos a ela.

Tarefas simultâneas podem ser realizadas concomitantemente sem custos se houver uma capacidade de processamento adequado, porém se esta capacidade for excedida uma ou ambas as tarefas serão prejudicadas, e o sistema terá que priorizar apenas uma delas (BRAUER, 2004; MCCULOCK, 2007).

Quanto maior a complexidade da tarefa, maior a necessidade destas operações, o que pode resultar em maior interferência (HUXHOLD et al., 2006; WOLLACOTT; SHUMWAY-COOK, 2002). O grau de automaticidade das ações envolvidas na DT também é um fator importante, uma vez que ações automáticas não requerem demanda atenta para sua realização (JUEPTNER et al., 1997a,b; YOGEV et al., 2008). Portanto, quando uma determinada tarefa torna-se automática, áreas encefálicas mais posteriores são responsáveis em monitorar seu desempenho, liberando as áreas frontais para o engajamento em novas atividades.

Enfim, os estudos variam quanto às atividades analisadas, os parâmetros, sujeitos, situações experimentais avaliadas, instruções quanto à priorização das tarefas entre outros, o que dificulta a análise e comparação de estudos. Outra questão importante é a ausência de dados sobre ambas as tarefas executadas em DT. Alguns estudos não verificaram o desempenho da tarefa secundária cognitiva e/ou motora, o que pode ter gerado a impressão de que a execução em DT não promoveu interferência.

2.8.2 A influência da DT na performance do lançamento de precisão no futebol

A demanda atencional da postura, do movimento ou da interação postura-movimento varia dependendo da complexidade da tarefa a ser desempenhada (CASELLATO et al., 2012; EBERBACH et al., 1995; WOOLLACOTT; SHUMMWAY-COOK, 2001).

Nos últimos anos, um número crescente de investigações tem usado o paradigma de DT para investigar a demanda atencional necessária para o controle da postura e do movimento (LAJOIE et al., 1993; SHUMMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2000). Entretanto a maioria destes estudos é direcionada para as análises do tempo de reação, ou ainda aplicada em estudos da marcha, reabilitação, entre outros.

Vários estudos usaram a DT para investigar a relação entre tarefas cognitivas e balanço postural quando o foco do indivíduo está na estabilidade postural. Em alguns estudos, DT produziu interferência e conseqüentemente uma deterioração do controle postural (LAJOIE et al., 1993; MAYLOR et al., 2001; SHUMMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2000), enquanto em outras não houve nenhum efeito na postura (KERR et al., 1985; SWAN et al., 2004;

YARDLEY et al.,1999) indicando que a relação entre balanço e uma tarefa secundária cognitiva não é interligada.

Estudos que tem usado o paradigma de DT para investigar a demanda atencional no controle postural durante a execução de movimentos, e como estas variáveis interagem, permanece ainda escassos (CASELLATO et al., 2012; POZZO et al., 2002), bem como na análise de gestos esportivos associados à tarefa de organização da postura-movimento.

Pesquisas anteriores (PREZUHY; ETNIER, 2001; PRICE et al., 2009; ROSE; CHRISTINA, 1990), utilizaram técnicas de DT para delinear o curso de tempo da atenção em várias habilidades motoras. Estas investigações sugeriram que as tarefas devem ser classificadas de acordo com suas interações necessárias com estímulos externos. Portanto, chutar ou lançar uma bola de futebol em direção ao alvo pode ser considerado uma tarefa de projeção.

Pesquisas que aplicaram o paradigma da DT nos esportes são úteis para determinar o tempo de atenção para uma particular tarefa, como também para descobrir o impacto de múltiplas tarefas na demanda de atenção. Carr et al. (2013) investigaram diferentes habilidades relacionadas ao futebol, mas nenhuma relacionada ao desempenho de precisão, ou mesmo utilizando uma tarefa auditiva como secundária.

Portanto, no que tange a análise do lançamento de precisão do futebol associado à DT, ainda há uma lacuna científica interessante a ser explorada.

2.9 FADIGA MUSCULAR

A fadiga neuromuscular é um fenômeno transitório, classicamente associado com uma debilitada performance motora e que pode catalisar desordens, tais como, na musculatura esquelética dos membros inferiores (BARRY; ENOKA, 2007; ENOKA; DUCHATEAU, 2008; ENOKA; STUART, 1992; PAILLARD, 2012; TERRIER; FORESTIER, 2009).

É caracterizada pela incapacidade na geração ou manutenção de um nível de força, bem como a redução da força máxima de contração voluntária, afetando negativamente o desempenho esportivo (DAVIS; BAILEY, 1997; FROYD et al., 2016); ou ainda a falha de algum sistema fisiológico específico em manter a integridade homeostática (ABBISS; LAURSEN, 2005; ASCENSÃO et al., 2003).

A etiologia da fadiga muscular tem atraído o interesse dos investigadores há mais de um século. Contudo, os seus agentes definitivos permanecem ainda por identificar, sendo o

estudo da fadiga muscular um dos tópicos centrais na investigação em fisiologia do exercício (ASCENSÃO et al., 2003).

A condição de fadiga pode ser considerada reversível, visto que a aplicação de intervalos de recuperação adequados resulta em recuperação parcial ou total do sistema neuromuscular (ALLEN; LAMB; WESTERBLAD, 2008).

Dentre as consequências da fadiga estão: as alterações do pH, da temperatura e do fluxo sanguíneo, a acumulação de produtos do metabolismo celular, particularmente das resultantes da hidrólise do ATP [ADP, AMP, IMP, Pi, amônia], a perda da homeostasia do íon Ca^{2+} , o papel da cinética de alguns íons nos meios intra e extra celulares nomeadamente, o K^+ , Na^+ , Cl^- , Mg^{2+} (ASCENSÃO et al., 2003). Além da perda do controle muscular da postura, ou seja, a dificuldade em caso de fadiga instalada de se manter numa postura favorável, uma vez que a fadiga causa a diminuição do uso de informações sensoriais (CORBEIL et al., 2003; GRIBBLE; HERTEL, 2004; VUILLERME et al., 2002; VUILLERME; DEMETZ, 2007); e o decréscimo no controle postural estático ou dinâmico (BARONI et al., 2011; CARON, 2003; CORBEIL et al., 2003; GOSSELIN et al., 2004; JOHNSTON et al., 1998; VUILLERME et al., 2002; YAGGIE; MCGREGOR, 2002).

A fadiga tem sido igualmente sugerida como um mecanismo de proteção contra possíveis efeitos deletérios em determinadas funções orgânicas e celulares, protegendo assim a integridade da fibra muscular esquelética e do sistema, órgãos e tecidos, como um todo (SILVA et al., 2010; WILLIAMS; KLUG, 1995 *apud* ASCENSÃO et al., 2003).

Uma característica marcante da fadiga é o fato dela ser dependente do tipo da tarefa ou protocolo de fadiga utilizado, da duração e intensidade do exercício, da tipologia de fibras musculares recrutadas, do nível de treino do indivíduo, dominância do membro, velocidade de contração muscular, além das condições ambientais de realização do exercício. Desta maneira, variam bastante suas causas e seu comportamento de acordo com a forma pela qual é induzida (ENOKA, 2000; GOMES et al., 2016; YAGGIE; ARMSTRONG, 2004).

Outro fator importante a ser destacado em relação ao mecanismo de fadiga é que pode envolver tanto o membro fadigado (membro ipsilateral) via sistema nervoso periférico, como também em atividades que envolvam o membro não fadigado (membro contralateral) via sistema nervoso central (DOIX et al., 2013; MARCHETTI; UCHIDA, 2011), chegando a ser observado até mesmo em membros não homólogos como observado em estudo de Halperin et al., (2014), os quais observaram uma queda no desempenho de membros inferiores (extensores de joelho) quando fadigaram membros superiores (extensores de cotovelo), entretanto, a fadiga muscular dos extensores de joelhos não afetou o desempenho dos

extensores de cotovelo, o que pode sugerir que tais efeitos locais e/ou não locais possam ser também músculo-específico (GOMES et al., 2016). Pesquisadores têm documentado alterações no sistema de feedback neuromuscular de articulações em que os músculos estão fadigados (GRIBBLE; HERTEL, 2004; HARKINS et al., 2005).

A capacidade de adaptação do sistema neuromuscular para a execução de movimentos em diferentes contextos é um dos fatores determinantes para uma performance eficiente. Desta forma, para não haver perdas grandes sob os efeitos da fadiga muscular, o SNC emprega estratégias compensatórias, às quais puderam ser observadas em pesquisas anteriores (APRIANTONO et al., 2006; BONNARD et al., 1994; FORESTIER; NOUGIER, 1998; PAULIGNAN et al., 1989; TAKAHASHI et al., 2006).

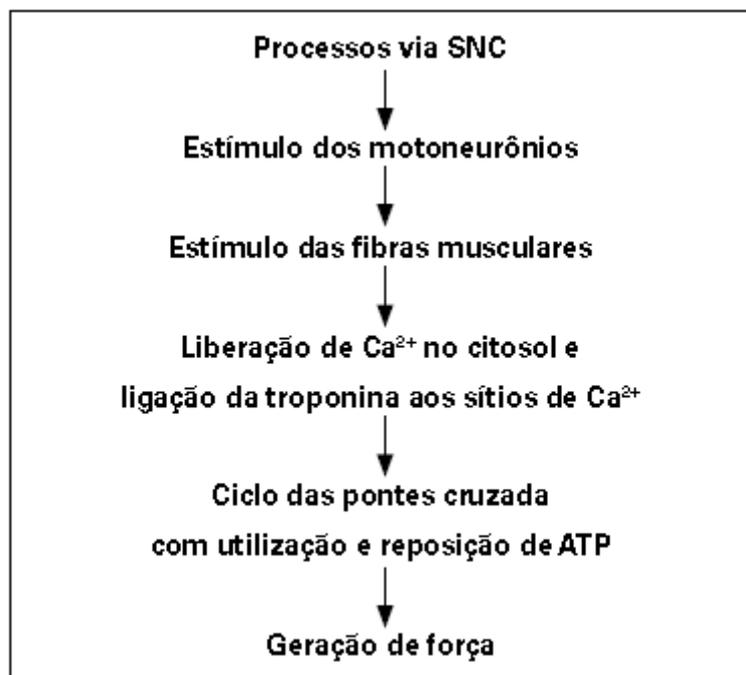
Através da análise dos dados cinemáticos e eletromiográficos, os quais revelaram que os sujeitos usaram o recurso ou estratégia da reorganização motora durante um determinado ponto da tarefa, quando em estado de fadiga (BONNARD et al., 1994; FORESTIER; NOUGIER, 1998; TANI, 2005; TERRIER; FORESTIER, 2009). Adaptações realizadas pelo SNC no intuito de manter uma eficaz coordenação da postura e do movimento, mesmo em condições de fadiga muscular, foram encontradas nos estudos de (APRIANTONO et al., 2006; BERRIGAN et al., 2006; MOHR et al., 2003; ROBERT et al., 2007; SCHMID et al., 2006).

2.9.1 Mecanismos de ação da fadiga muscular

De acordo com Silva et al. (2006) a fadiga induzida pelo exercício tem sido um dos temas mais estudados nas últimas décadas. Independente do conceito apresentado, e dos mecanismos, na fadiga há alteração da força muscular.

Essa pode ser explicada pela conjunto de eventos apresentados na revisão sistemática sobre o tema de Santos et al.(2010), os quais que geram a produção de força muscular, a Figura 4 apresenta um resumo de fenômenos envolvidos. No topo encontram-se os processos no SNC que geram a ativação do motoneurônio. Em seguida, a excitação das fibras musculares com consequente liberação dos íons de cálcio (Ca^{2+}) no citosol e ligação destes íons com a troponina. Em seguida ocorre a ativação das pontes cruzadas com utilização de adenosina trifosfato (ATP) para geração de força (AMENT; VERKERKE, 2009).

Figura 4: Ilustração esquemática dos possíveis locais de fadiga, desde o SNC até a geração de força muscular e produção de movimento.



Fonte: Adaptado Vøllestad (1997) *apud* Silva et al. (2010).

A partir dos fenômenos descritos acima, a estratégia típica usada por pesquisadores, de acordo com Silva et al. (2010), no estudo da fadiga tem sido determinar se os mecanismos responsáveis pela fadiga estão localizados nos músculos exercitados ou são mecanismos determinados pelo SNC (BARRY; ENOKA, 2007).

Entretanto, não há na literatura um consenso sobre qual dos mecanismos envolvidos na fadiga muscular é mais importante e não se sabe ao certo quais são todos os processos associados a ela. Esta grande divergência de evidências se deve em parte a ampla diversidade de exercícios, protocolos e métodos aplicados no estudo da fadiga muscular em seres humanos (SILVA et al., 2006; SILVA et al., 2010).

Numa visão global, os pesquisadores se dividem em dois pontos de vista sobre os mecanismos da fadiga: modelo de antecipação, com origem no SNC e o modelo de fadiga periférica e central, produzido pela fadiga periférica muscular (AMENT; VERKERKE, 2009).

A fadiga muscular sob a visão do modelo de fadiga periférica e central, também chamado de catastrófico, pressupõe que a diminuição da capacidade muscular em gerar força até a completa exaustão do sistema é devido principalmente a fatores bioquímicos. Esse

modelo propõe uma falha ou limitação de um ou mais componentes da unidade motora e se caracteriza pela deterioração dos processos bioquímicos e contráteis do músculo, sendo a depleção dos substratos energéticos e o acúmulo de metabólitos os motivos mais citados na literatura para explicá-los (WEHRLIN; HALLEN, 2006; WEIR et al., 2006; AMENT; VERKERKE, 2009).

A fadiga de origem antecipatória traduz-se no possível papel do SNC na origem da fadiga, não se limitando apenas a alterações bioquímicas no SNC. Ou seja, a fadiga de origem antecipatória envolve a previsão da possibilidade de realizar um esforço e a consequente manutenção da homeostase para atingir determinado objetivo (AMANN; DEMPSEY, 2008; TAYLOR; GANDEVIA, 2008).

Por outro lado, há autores (WEIR et al., 2006) que sugerem que nenhum dos dois modelos isolados, tanto o catastrófico como o antecipatório, são completos o suficiente para explicar os mecanismos da fadiga. Logo, é sugerido que possivelmente aspectos dos dois modelos sejam necessários e é proposto o modelo de dependência de tarefas. Esse outro modelo explica que o mecanismo da fadiga tem origem tanto no SNC como na fadiga periférica, mas o principal, para esse modelo, seria a especificidade da tarefa motora envolvida (WEIR et al., 2006).

De maneira geral, a identificação da fadiga muscular tem sido relatada em protocolos que utilizam contrações isométricas e contrações dinâmicas, pois ambos os exercícios alteram a eficácia dos estímulos sensoriais e da saída motora do controle postural (PAILLARD, 2012).

2.9.2 Classificação dos tipos de fadiga muscular

A fadiga muscular pode ser classificada conforme o período de sua aparição em aguda, subaguda e crônica (POWERS; HOWLEY, 1990).

A fadiga aguda pode ser caracterizada como uma alteração na produção de força esperada ou requerida em consequência da deterioração de um ou vários processos responsáveis pela excitação-contração-relaxamento muscular ocasionando uma diminuição da frequência de ativação muscular.

No entanto, esta definição é pragmática, amplamente aceita e permite a quantificação da fadiga muscular (WILLEMS; PONTE, 2013). É considerada, portanto, um fenômeno complexo que envolve processos fisiológicos que ocorrem em estruturas a partir do córtex motor até as proteínas contráteis do músculo. Neste sentido, a fadiga aguda pode ser

subdividida ainda nas seguintes categorias: central e periférica (BOYAS; GUEVEL, 2011; MCARDLE; KATCH, 1994; SILVA et al., 2006), afetando diferentes mecanismos como o metabólico, o mecânico e o neural (ALLEN et al., 2010).

A fadiga central é provavelmente a que apresenta mais controvérsia entre os estudiosos, e frequentemente está associada a esforços prolongados de baixa ou alta intensidade (TAYLOR; GANDEVIA, 2008; TERRADOS; FERNÁNDEZ, 1997).

É caracterizada por distúrbios na transmissão neuromuscular entre o SNC e a membrana muscular (GIANNESINI et al., 2003), é determinada como um estado no qual as ações e cognições necessitam de um aumento do esforço ou performance, que é interrompido sem evidências de redução dos fatores motores periféricos (MORGAN et al., 2006), isso ocorre devido à diminuição do número de recrutamento de unidades motoras e sua taxa de disparo (BOYAS; GUEVEL, 2011).

O mecanismo de fadiga central relaciona-se aos processos de formulação de padrões motores, transmitindo estes ao longo do córtex cerebral, cerebelo e junções sinápticas a específicos nervos eferentes dentro da corda espinhal. Esta fadiga pode provir de uma ou mais estruturas nervosas envolvidas na produção ou manutenção do controle da contração muscular (DAVIS; BAILEY, 1997).

Já a fadiga periférica incide de alterações intrínsecas dos músculos, com a ocorrência de eventos neurais, mecânicos ou energéticos (FITTS, 1996), o que incluem mudanças na transmissão neuromuscular e na propagação do potencial de ação e diminuição na força contrátil das fibras musculares (BOYAS; GUEVEL, 2011).

É atribuída a alterações na função da junção neuromuscular, atividade elétrica das fibras musculares e níveis metabólitos musculares, portanto, deve-se a uma falha ou limitação de um ou mais processos na unidade motora, isto é, nos neurônios motores, nervos periféricos, nas ligações neuromusculares ou fibras musculares (EDWARDS, 1981 *apud* ENOKA; DUCHATEAU, 2008).

De acordo com Gandevia (2001), a distinção entre fadiga central e periférica consiste numa diminuição no rendimento esportivo ou do movimento repetitivo esperado, estabelecida em nível do SNC, e aqueles localizados nos nervos periféricos, ou na contração muscular, cujo complexo processo pode ser abordado de diversas maneiras: modo de estimulação (voluntária-elétrica), tipo de contração (isométrica-isotônica; intermitente-sustentada), frequência, intensidade, duração, tipo de músculo e características das fibras musculares.

No entanto, devido à complexidade dos eventos analisados, a fadiga muscular pode ter origem em um ou em todos os sistemas fisiológicos envolvidos na ação muscular, desde o sistema nervoso central até o sistema nervoso periférico.

2.9.3 A influência da fadiga muscular na performance do lançamento de precisão no futebol

A fadiga neuromuscular é conhecida por sua etiologia multifatorial, podendo ser determinada por uma combinação de fatores centrais e periféricos (RAMPININI et al., 2011; CÈ et al., 2013).

É um tema de estudo que apresenta um número cada vez maior de pesquisas produzidas, principalmente no futebol, devido às alterações que podem trazer à qualidade de execução motora, manutenção postural, ou risco de lesões e que conseqüentemente podem comprometer as ações motoras em geral (BARONI et al., 2011; GIMMON et al., 2011; GREIG; SIEGLER, 2008; GRIBBLE; HERTEL, 2004; HIEMSTRA et al., 2001; McKEON; HERTEL, 2008; MOREIRA et al., 2015; SIMONEAU et al., 2005; WEBER et al., 2012).

A fadiga é um fenômeno fisiológico que ocorre constantemente ao longo das partidas e que pode acentuar-se dependendo da intensidade do esforço e também da duração da mesma. Neste sentido, pesquisadores têm demonstrado que durante uma partida, os atletas estão sujeitos à fadiga, a qual reduz a performance e pode também aumentar os riscos de lesões durante as partidas (ZEBIS et al., 2011; GRECO et al., 2013).

De acordo com a literatura pesquisada, o estudo e análise do tema fadiga tornam-se cada vez mais importantes não somente na análise esportiva, mas também em situações do cotidiano, portanto é necessário intensificá-los, a fim de investigar os prováveis efeitos deletérios que a mesma pode causar nos seres humanos (BARRY; ENOKA, 2007).

Os efeitos da fadiga são percebidos através do declínio da performance, que conseqüentemente afetam a força muscular, a coordenação e eficácia do movimento. Este efeito da fadiga pode ocorrer tanto temporariamente, quanto cumulativamente, até o fim da partida (LYONS et al., 2006 b; MOHR et al., 2003; RAMPININI et al., 2009; RUSSELL et al., 2011).

Diversas evidências reportadas pela literatura permitem que se aponte o efeito deletério da fadiga sobre a capacidade proprioceptiva articular como um possível mecanismo; esse prejuízo proprioceptivo ocorre via aumento do limiar de descarga dos fusos musculares,

interrompendo o feedback aferente e, conseqüentemente, alterando a sensibilidade articular (ALLEN et al., 2010).

Os objetivos das pesquisas anteriores concentraram-se basicamente em mensurar diferenças que poderiam ocorrer sem fadiga e após a fadiga induzida, em relação ao chute, de potência ou precisão. Um fator comum encontrado nestas pesquisas é que utilizaram como métodos de mensuração biomecânica; a cinemática, através da filmagem bi ou tridimensional, associados com a cinética, representada pelos dados da plataforma de forças (APRIANTONO et al., 2006; BARONI et al., 2011; GOMES et al., 2013; TRACEY et al., 2012; YOUNG et al., 2010).

Nos esportes, a avaliação da fadiga durante as contrações dinâmicas tem sido um desafio. Entretanto, um tipo de técnica de análise muito utilizada com objetivo de obter informações acerca do controle e coordenação motora durante um movimento de precisão no futebol é a análise dos sinais EMG, principalmente na análise em contrações isométricas voluntárias máximas (CIVM) em determinados exercícios específicos para fadiga de mmii, pois permite de maneira confiável obter as mudanças nos parâmetros dos sinais de ativação EMG dos músculos envolvidos.

Investigações envolvendo fadiga muscular utilizaram a análise EMG, mas ainda são escassas em relação à análise de outras variáveis, tais como: CP e CM. No entanto, nota-se um crescimento nos últimos anos de estudos envolvendo EMG e parâmetros biomecânicos (AMORIM, 2012; APRIANTONO et al., 2006; HALPERIN et al., 2014; RODRIGUES, 2016; SANTOS et al., 2010). Os resultados destes estudos sugeriram que o músculo quando induzido à fadiga não somente diminui a habilidade ou capacidade em gerar força, mas também sofre distúrbio na efetiva ação do movimento, levando muitas vezes a uma baixa coordenação inter-segmento durante o movimento, principalmente quando requer precisão ou necessita-se manter o equilíbrio.

3 METODOLOGIA

Neste capítulo é apresentada a estrutura prática da pesquisa, tais como: materiais utilizados, métodos, além das características gerais e específicas que tratam da concepção prática deste estudo.

3.1 COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

Previamente à fase de coleta de dados, o projeto foi submetido e posteriormente aprovado pelo Comitê de Ética Local em Pesquisa (CERSTAPS - UFR *des Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives*), seção 74 do CNU (*Conseil National des Universités*), sob o nº 2014-01-12-6, aprovado em 1º/12/2014 (Anexo A).

Os participantes selecionados para amostra foram totalmente esclarecidos a respeito da pesquisa, inclusive dos objetivos e procedimentos, e desta forma estando de acordo, assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndices A, B).

Ambos os experimentos tiveram como local de aplicação prática o Laboratório de Análise da Marcha e do Movimento Humano, localizado nas dependências do hospital “*Couple-Enfant*” do CHU (*Centre Hospitalier Universitaire Grenoble Alpes*), situado na Av. Maquis du Grésivaudan, 38700, La Tronche, France.

3.2 DELINEAMENTO DA PESQUISA E AMOSTRA EXPERIMENTAL

O presente trabalho caracteriza-se por uma pesquisa experimental descritiva com amostragem aleatória sistemática.

Para análise dos eventos biomecânicos relacionados à investigação da coordenação postura-movimento no lançamento de precisão de membros inferiores (mmii), foram recrutados voluntários do sexo masculino, dispostos a participar do presente estudo. Estes foram submetidos às análises: dinamométrica (deslocamentos do CP, amplitude e velocidade média nas direções AP e ML), cinemática tridimensional, antropométrica (deslocamentos do CM, amplitude e velocidade média nas direções AP e ML), e dos parâmetros dos sinais EMG; durante uma tarefa de lançamento de precisão de mmii, unipodal, em equilíbrio dinâmico, sobre uma plataforma de forças. Estes parâmetros foram analisados nas duas fases do ciclo do lançamento de precisão, às quais serão detalhadas na subseção 3.6.

Nesta pesquisa foram desenvolvidos dois experimentos, os quais serão descritos posteriormente. Para a seleção dos participantes foram estabelecidos critérios de inclusão e exclusão.

Como critério de inclusão (para ambos os estudos); os sujeitos da amostra deveriam ser homens, idade entre 18 e 30 anos, universitários, futebolistas amadores, apresentando conhecimento do gesto técnico exigido, mmii direito ser declarado como preferencial para a execução da tarefa motora exigida, participantes sem histórico de lesões recentes nos últimos cinco anos deste estudo, sem problemas físicos ou psicológicos conhecidos. As características antropométricas dos experimentos 1 e 2, são descritos respectivamente nas tabelas 1 e 2.

Como critério de exclusão; mulheres, idade em contraversão ao indicado na inclusão, ter sofrido lesão nos últimos meses, sobretudo nos mmii, suscetíveis de alterar a performance do participante, e o não conhecimento prévio do gesto técnico de lançamento analisado.

Tabela 1 – Características dos sujeitos da amostra experimental 1 (n=20).

Voluntários	Idade (anos)	Massa Corporal Total (Kg)	Estatura (m)	IMC (Kg/m ²)
Média	22,1	74,73	1,79	23,14
Desvio Padrão	± 3,12	± 8,41	± 0,06	± 1,85

Fonte: Produção do próprio Autor.

Tabela 2 – Características dos sujeitos da amostra experimental 2 (n=16).

Voluntários	Idade (anos)	Massa Corporal Total (Kg)	Estatura (m)	IMC (Kg/m ²)
Média	22	72,53	1,76	23,18
Desvio Padrão	± 3,12	± 9,18	± 0,04	± 2,30

Fonte: Produção do próprio Autor.

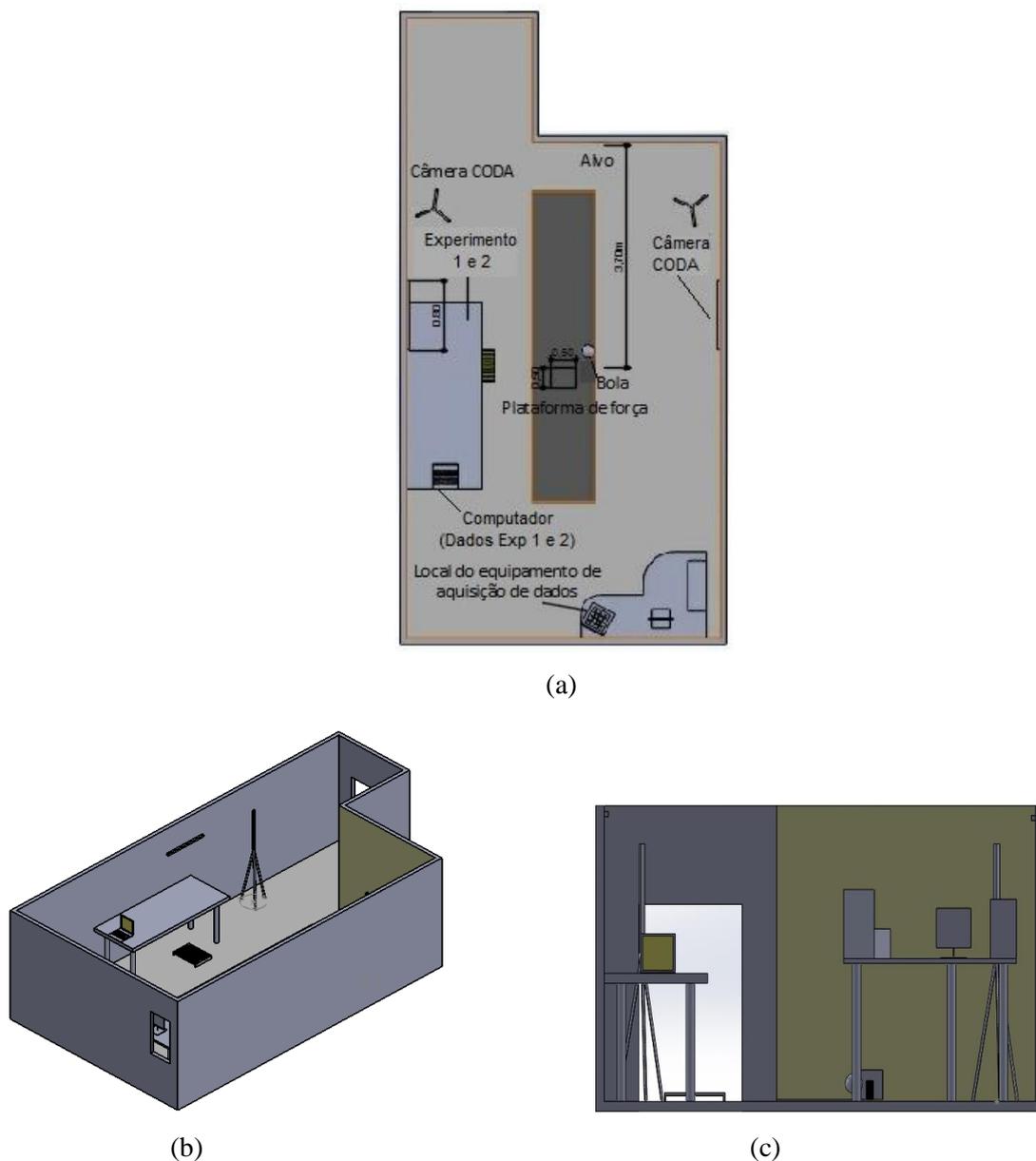
3.3 BANCADA EXPERIMENTAL

A bancada experimental foi elaborada, permitindo desta maneira reproduzir o estudo proposto (Figura 5). Ambos os experimentos utilizaram a mesma bancada experimental.

Os participantes posicionaram-se em apoio unipodal (esquerdo) sobre a plataforma de forças, de dimensões (0,50 m x 0,50 m), distante a 3,70 m do alvo, medido a partir de sua borda anterior.

O sistema de medidas cinemática tridimensional (3D) foi composto por quatro câmeras CODA (CODA Motion Analysis System®). Duas câmeras foram posicionadas à frente dos voluntários, e outras duas ao lado, na parte superior. O local da realização do protocolo de fadiga foi posicionado próximo à plataforma, a menos de 1 m de distância demarcado para o teste de lançamento de precisão do chute.

Figura 5 - Bancada experimental = (a) vista superior, (b) vista lateral, (c) vista posterior.



Fonte: Produção do próprio Autor.

3.4 INSTRUMENTAÇÃO

O sistema de instrumentação aplicado nesta pesquisa permitiu verificar e medir as variáveis dependentes; CP, CM, EMG. As diferentes medidas foram sincronizadas temporalmente. A seguir serão mostrados estes instrumentos e suas respectivas contribuições para as análises de interesse.

O sistema de aquisição de sinais foi utilizado com o intuito de integrar as análises simultaneamente através do sistema ODIN. Ao usar um hub (ou eixo) ativo, o controle de equipamentos foi tratado por um módulo de controle em tempo real (RT-NET) ou Hub Ativa. Este software (ODIN), além de controlar o sistema de medição de configuração e manipulação de transmissão de dados, forneceu os conjuntos de ferramentas mais usuais e funcionais para a modelagem, análise e apresentação de outputs no processo de medição. A combinação do software com opções HUB ativo permitiu a visualização em tempo real dos dados da análise de movimento (sistema de câmeras, plataforma de força, e do sistema EMG), conforme mostra a Figura 6.

Figura 6 - Sistema integrado de análise dos sinais.



Fonte: Adaptado CODA System (<<http://www.codamotion.com/index.php/applications/hardware>>. Acesso em 15 de julho de 2015).

3.4.1 Sistema de aquisição de sinais

Para aquisição dos sinais das câmeras, plataforma de força e de EMG, foi utilizado o sistema integrado (CODA Hub), comunicação USB alimentado por bateria interna imune a interferências da rede elétrica, composto por conversor analógico digital com 16 bits de resolução, condicionador de sinais integrado com ganho de amplificação de 2000 vezes.

Este equipamento é recomendado, principalmente: a) porque permite que mais de 2 câmeras da unidade CODA, possam ser ativadas simultaneamente, b) é possível integrar até 3 sistemas de análises independentes ou integradas, tais como: Plataforma de forças, EMG, além das câmeras; c) minimiza a latência ou retardo do sinal, sobretudo quando trata-se de dados de EMG e plataforma de forças integrados (Figura 7).

Figura 7 - Sistema de aquisição de sinais.

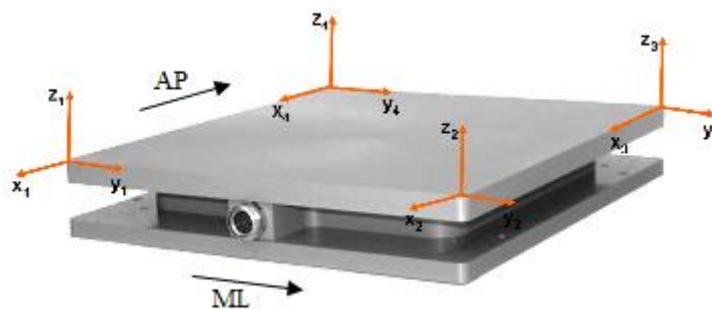


Fonte: Adaptado CODA System (<<http://www.codamotion.com/index.php/applications/hardware>>. Acesso em: 28 de julho de 2015).

3.4.2 Plataforma de forças

A plataforma de força fornece dados sobre o CP, o qual é o ponto de aplicação da resultante das forças verticais agindo sobre a superfície de suporte, e representa um resultado coletivo do sistema de controle postural e da força de gravidade (DUARTE; FREITAS, 2010).

Figura 8 - Plataforma de forças.



Fonte: Adaptado Barela; Duarte (2011).

A partir dos sinais mensurados pela plataforma de força (Figura 8), a posição do CP nas direções AP e ML são dadas por:

$$CP_{ap} = (-h \cdot F_x - M_y) / F_z \quad (1)$$

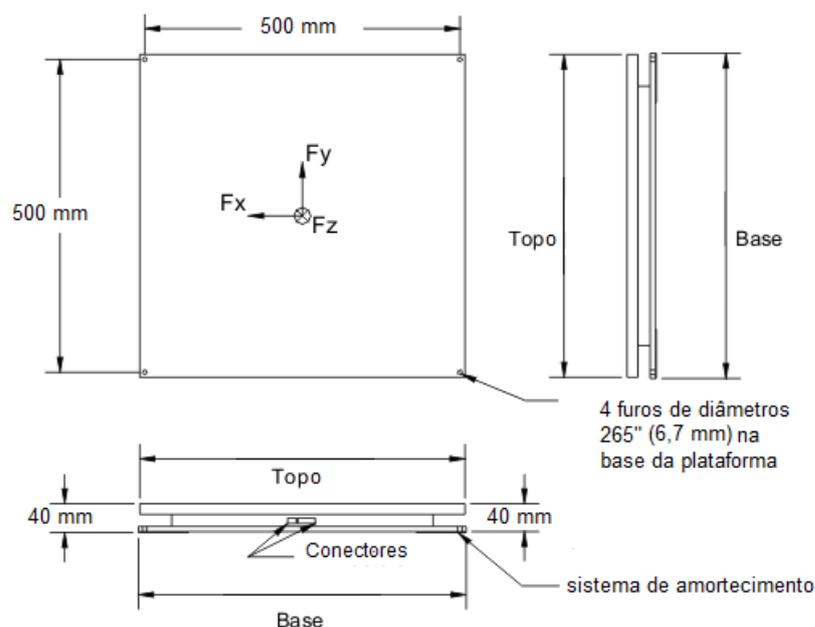
$$CP_{ml} = (-h \cdot F_y + M_x) / F_z \quad (2)$$

CP_x = coordenada do centro de pressão na direção ântero-posterior; CP_y = coordenada do centro de pressão na direção médio-lateral; M_x = momento resultante em torno do eixo ântero-posterior; M_y = momento resultante em torno do eixo médio-lateral; F_x = componente ântero-posterior da força de reação do solo; F_y = componente médio-lateral da força de reação do solo; F_z = componente vertical da força de reação do solo; h = distância da superfície até o centro geométrico da plataforma de força.

A plataforma de forças utilizada nesta pesquisa, AMTI (modelo AccuGait®) captou os dados através de *strain gages* fixados em células de carga, localizados nos quatro cantos da plataforma. O sistema de coordenadas cartesianas das plataformas consiste no eixo Z vertical, com os eixos horizontais X no sentido do movimento e Y perpendicular aos eixos X e Z (Figura 8). A origem deste sistema localiza-se no centro geométrico da superfície da plataforma.

A figura 9 mostra as especificações técnicas da plataforma de forças AMTI/AccuGait, que possui dimensões (500 x 500 x 40 mm). Os sinais da plataforma foram tratados numa frequência para aquisição de dados de 100 Hz, com filtro de 2ª ordem Butterworth (10 Hz passa-baixa, frequência de corte com dupla passagem para remover o deslocamento de fase).

Figura 9 - Especificações técnicas da plataforma de forças AMTI/AccuGait.

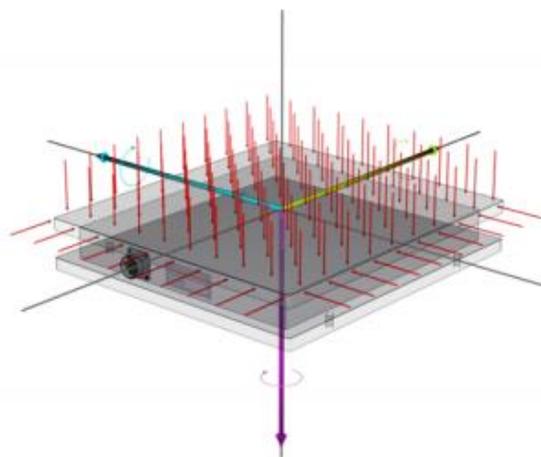


As variáveis investigadas nesta pesquisa foram a amplitude máxima e média do deslocamento ântero-posterior (CPap) e médio-lateral (CPml), além da velocidade média de deslocamento (CPv) do CP.

Os dados do CP adquiridos foram visualizados através do estabilograma, que é a série temporal do CP em cada uma das direções: AP e ML.

A calibração da plataforma de força foi realizada previamente ao ensaio piloto, segundo recomendações do fabricante, através da técnica do uso de sensores de pressão. O procedimento programou 5 valores de força separadas para cada um dos 255 locais em toda a superfície da plataforma. Esse processo automatizado aplica as forças com uma precisão posicional de 0,005 mm. Diferentes variáveis podem ser medidas, tais como: a força, o momento, a precisão, a linearidade, a histerese e o *crosstalk*. A precisão de medição é verificada através do uso de pesos NIST-Rastreável, os quais têm uma precisão de 0,01% (Figura 10).

Figura 10 - Tela de calibração da plataforma de força com posicionamento real e medido do CP fornecida pelo fabricante.



Fonte: AMTI (<<http://www.amti.biz>>. Acesso em 18 de fevereiro de 2015).

A plataforma de forças Accugait permitiu através das variáveis dependentes investigadas, descrever os deslocamentos do CP durante a tarefa de lançamento de precisão, as quais incluíram o cálculo nas direções AP e ML dos deslocamentos do CP, representados pela amplitude (mm) e velocidade ($\text{mm}\cdot\text{s}^{-1}$). A amplitude do CP indicou os desvios em ambas as direções (AP, ML). A velocidade média dos deslocamentos do CP, que é a medida da soma dos deslocamentos escalares (ex: a distância acumulada no período da amostra) dividido pelo

tempo, representou a quantidade da atividade requisitada para manter-se a estabilidade (GEURTS et al., 1993).

3.4.3 Avaliação cinemática do lançamento de precisão

Para avaliação da cinemática do lançamento, foi utilizado o sistema de análise de movimento tridimensional *Codamotion* (*Charnwood Dynamics Ltd.*, Rothley, Inglaterra). Esse sistema de rastreamento funciona por meio da reconstrução 3D de marcadores ativos (diodos emissores de luz infravermelha) que são posicionados nos segmentos corporais do indivíduo. Para realização da coleta foram utilizadas quatro unidades CODA (*Cartesian Optoelectronic Dynamic Anthropometer*), cada uma com três sensores, responsáveis pela captação do sinal das marcas ativas.

A calibração interna das unidades CODA é realizada pelo fabricante, porém a integração com os outros sistemas de instrumentação, plataforma de forças e EMG, foram realizadas no laboratório, previamente a cada ensaio executado. Para cada análise de cada voluntário, o sistema integrado passou por procedimento de calibração realizada pelo pesquisador. Os dados foram captados e processados por meio do programa *Visual ODIN Lab Integration* (*Charnwood Dynamics Ltd.*, Rothley, Inglaterra).

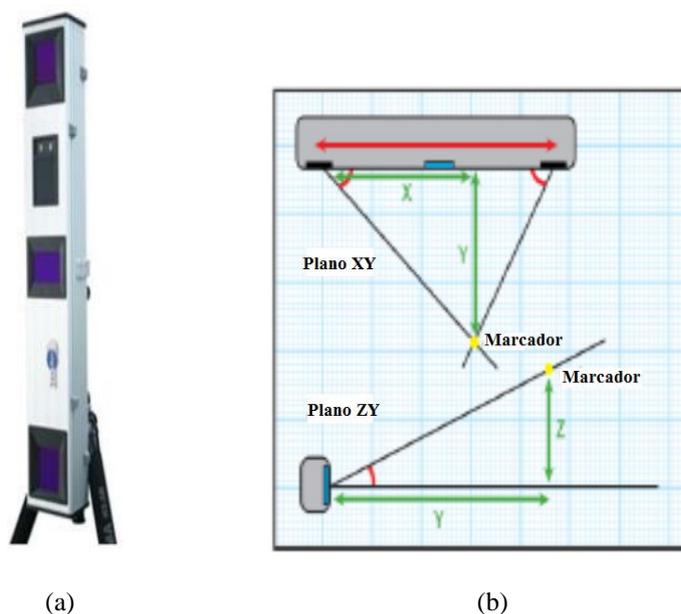
A tabela 3 apresenta os dados técnicos de cada unidade câmera CODA modelo CX1 utilizada nesta pesquisa; e a Figura 11, a imagem representativa da câmera, além dos planos de captura da imagem em relação aos marcadores (planos e eixos) pré-determinados.

Tabela 3 - Características técnicas de cada câmera CODA modelo CX1 (3D).

Características do modelo CX1	
Dimensões (Compr x Larg x Prof)	800 x 112 x 80 mm
Frequência	100 Hz
Tempo de Latência	5 - 10 ms
Volume de Captura	1,6 m

Fonte: Produção do próprio Autor.

Figura 11 - (a) modelo da câmera utilizada na pesquisa, (b) os planos (XY; ZY) de captura da imagem em relação ao marcador.



Fonte: CODA Systems (<<http://www.codamotion.com>>. Acesso em: 6 de janeiro de 2015).

A calibração do sistema CODA foi realizada através do alinhamento das quatro câmeras simultaneamente à plataforma de forças. Este procedimento de alinhamento foi adotado para que, principalmente na análise dos deslocamentos dos segmentos corporais necessário para cálculo do CM, a câmera pudesse identificar precisamente os eixos (X,Y,Z) e direções (AP e ML) adotados pelos segmentos no espaço, e desta forma coincidir com a identificação estabelecida inicialmente para a plataforma de forças.

Todos os procedimentos prévios foram verificados durante a fase de ensaio piloto, na qual cada instrumento utilizado na pesquisa passou por uma verificação, e após este procedimento, testou-se o funcionamento e principalmente as respostas destes instrumentos integralmente. Na fase piloto, precauções foram tomadas, principalmente em relação ao posicionamento da instrumentação e do voluntário em relação às mesmas.

O voluntário manteve-se em apoio bipodal estático, em apoio unipodal estático e em apoio unipodal, simulando um lançamento de precisão. O sinal da plataforma mostrou respostas coerentes de curvas (FRS) para as variáveis investigadas. Em todas as análises somente o pé esquerdo foi posicionado sobre a plataforma. A cada nova experiência realizada, intra ou inter-sujeitos, realizou-se uma calibração das câmeras em relação à plataforma, com o objetivo de alinhamento de referência espacial do sistema. A disposição dos equipamentos

(câmeras e plataforma) foi pré-definida e idêntica para todos os voluntários, através de marcações identificadoras no solo.

Com o voluntário posicionado em pé na área de coleta, foi realizada uma primeira captura de sinal no sistema Codamotion para identificação das marcas de rastreamento. Em seguida, para a determinação da dimensão de cada segmento e dos eixos articulares, foi realizada, em tempo real, a identificação das marcas anatômicas pelo sistema. Após a identificação de todos os pontos, o modelo biomecânico foi completado e finalizado.

O movimento do lançamento foi executado o mais naturalmente possível, respeitando o tempo máximo determinado de 20 s, para cada tentativa. O pé direito dos participantes permaneceu fora da plataforma de forças, paralelamente ao membro postural; o pé esquerdo (postural) permaneceu sobre a plataforma de forças durante a execução do movimento. A bola foi colocada 50 mm à frente do bordo anterior da plataforma, porém sem tocá-la.

Este procedimento foi realizado sempre a cada nova experiência. Ao final de cada bloco de lançamentos, o pesquisador verificou se o sistema havia captado de forma adequada o sinal das marcas de rastreamento. Caso fosse identificada perda de dados que pudesse comprometer a análise das variáveis deste estudo, a coleta era repetida.

3.4.4 Análise do Centro de Massa

O CM é um ponto imaginário presente no sistema global de referência, no qual a massa total do corpo pode estar concentrada. Além disso, análise do CM pode prover úteis informações sobre o balanço corporal, devido a sua relação com a base de suporte (LAFOND et al., 2004). Em humanos, quanto menores as excursões do CM, maior é a estabilidade dos indivíduos, conseqüentemente as oscilações sobre a base de suporte tendem a ser menores (GUTIERREZ-FAREWIK et al., 2006; MAPELLI et al., 2014).

Muitos métodos foram propostos para medir a posição do CM, dentre os quais o cinemático e cinético (DUARTE; MOCHIZUKI, 2001; LAFOND et al., 2004). Portanto, alguns são baseados em modelos cinemáticos do corpo todo e são conhecidos como modelo de segmentos ou cinemático. Outros focam no deslocamento do tronco ou da pélvis, e são chamados sacrum ou método de reconstrução da pélvis (SAIN et al., 1998). Por outro lado, o CM pode ser calculado também através de plataforma de forças (dupla-integração das FRs) conforme encontrado por (GUTIERREZ-FAREWIK et al., 2006).

Adicionalmente aos deslocamentos do CP, velocidade e amplitude dos deslocamentos do CM foram também obtidos através de métodos cinemáticos, também conhecido como

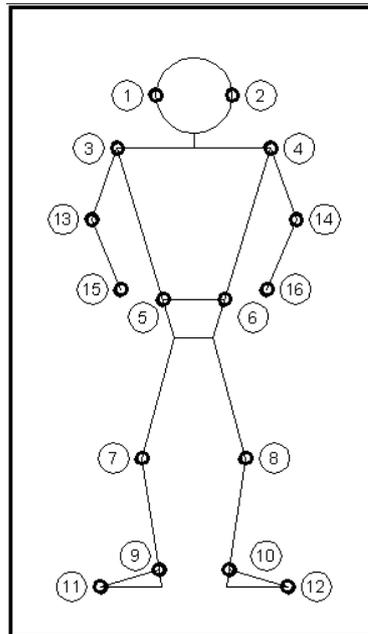
“método dos segmentos”, o qual estima os deslocamentos do CM pela trajetória dos segmentos corporais (WINTER, 1990). Método dos segmentos analisa a estrutura do corpo como um corpo rígido, identificado pelas posições anatômicas. Estas posições são identificadas no tempo e espaço usando sistema de captura de movimentos. Estudos antropométricos que provém parâmetros inerciais dos segmentos corporais e permitem o cálculo do CM de cada segmento (WINTER, 1996).

Este método foi frequentemente utilizado e representa uma boa correlação entre método menos invasivo e mais eficaz (HASAN et al., 1996a, 1996b; LAFOND et al., 2004; MAPELLI et al., 2014; WINTER et al., 1996). Entretanto, algumas características, dentre as quais, a quantidade dos marcadores é aspecto fundamental na definição do protocolo experimental. Pesquisas anteriores realizadas por Forsell et al. (2009); Halvorsen et al. (2009) sugeriram que a eficácia não aumenta significativamente usando mais que dez marcadores.

Para realização do cálculo do CM, o modelo antropométrico utilizado nesta pesquisa foi baseado no modelo proposto por Winter (1990) para análise de marcha humana. Os pontos anatômicos adotados nesta análise seguiram o protocolo de Tixa (2000) para a demarcação.

Nesta pesquisa, foram utilizados diodos fixados em cada articulação de interesse, para análise do comportamento do CM. O modelo é composto de 16 pontos (Figura 12), com os dois primeiros pontos localizados na cabeça (1 e 2), na sequência os pontos, no acrômio direito (3), acrômio esquerdo (4), espinha ilíaca ântero-superior direita (5), espinha ilíaca ântero-superior esquerda (6), joelho direito (7), joelho esquerdo (8), tornozelo direito (9), tornozelo esquerdo (10), quinto metatarso direito (11), quinto metatarso esquerdo (12), cotovelo direito (13), cotovelo esquerdo (14), punho direito (15) e punho esquerdo (16).

Figura 12 - Pontos anatômicos demarcados para cálculo do CM.



Fonte: Winter (1990) *apud* Rosa (2010).

Este modelo de cálculo do CM foi adotado também por Rosa (2010), onde a massa de cada segmento é fornecida em função da massa total, e o CM, assim como o raio de giro desses segmentos, são fornecidos em função de seus comprimentos (Tabela 4).

Tabela 4 – Modelo antropométrico proposto por Winter.

Segmento	Massa Corporal Total
Mão	0,006 M
Braço	0,028 M
Pé	0,014 M
Coxa	0,100M
Coxa + Perna + Pé	0,161 M
Tronco	0,497 M
Antebraço	0,016 M
Antebraço e Mão	0,022 M
Perna	0,046 M
Pé e Perna	0,061 M
Cabeça e Pescoço	0,081 M

Fonte: Adaptado Winter (1990).

Para obter os dados cinemáticos e estimar os deslocamentos do CM, um sistema optoeletrônico (Codamotion®) foi usado com uma frequência de amostragem de 100 Hz.

De fato, dos 16 pontos pré-selecionados do modelo Winter, utilizou-se nesta pesquisa quatorze, uma vez que pés e mãos, não foram considerados, devido as suas respectivas massas, 0,6% e 1,45% da massa total do corpo ser pequena e conseqüentemente poderem ser ignoradas (MAPELLI et al., 2014; WINTER, 1990).

Desta forma, dez segmentos corporais foram identificados. Tronco, cabeça e pescoço (segmento i e ii = acrômio direito e espinha ilíaca ântero-superior; acrômio esquerdo e espinha ilíaca ântero-superior); braços (iii e iv = acrômio direito e cotovelo direito; acrômio esquerdo e cotovelo); antebraço (v e vi = cotovelo direito e articulação do punho; cotovelo esquerdo e articulação do punho); coxa (vii e viii = espinha ilíaca ântero-superior direita e joelho; espinha ilíaca ântero-superior esquerda e joelho) e pernas (ix e x = joelho direito e quinto metatarso; joelho esquerdo e quinto metatarso).

Parâmetros inerciais de cada segmento permitiram a computação do CM através da média do peso do CM de cada segmento. Desta maneira, a posição do CM é dada por:

$$r_{CoM} = [x_{CoM} \quad y_{CoM} \quad z_{CoM}] = \sum_{i=1}^N \frac{m_i r_i}{M} \quad (3)$$

Onde: r_i [$x_i \ y_i \ z_i$] são as coordenadas do CM dos segmentos, m_i é a massa, M a massa total do corpo e $N=10$ o número dos segmentos considerados. A seguinte convenção de sinais foi adotada: x: direção AP (positiva à frente e negativa para trás); y: direção ML (positiva para direita e negativa para esquerda); z: direção CC ou crânio-caudal (positivo para cima e negativo para baixo). Conhecendo as posições de cada marcador, as coordenadas do CM foram dadas por:

$$r_{CoMi} = r_{pi} + p(r_{di} - r_{pi}) \quad (4)$$

Onde: p é a porcentagem da distância do CM entre o marcador proximal (r_{pi}) e o distal (r_{di}) de cada segmento. O CM do tronco foi estimado pelos pontos acrômio e espinha ilíaca ântero-superior.

3.4.5 Eletromiografia de superfície

Os parâmetros EMG usados para avaliar a fadiga muscular têm sido extensivamente estudados (CIFREK et al., 2009; MERLETTI; PARKER, 2004). A natureza não invasiva desta abordagem parece ser particularmente atraente em áreas como ergonomia e biomecânica. O método de análise EMG de superfície tem como principais vantagens: não ser

invasivo, permitir a monitorização da fadiga em tempo real durante a execução de tarefas definidas, apresenta a capacidade de monitorar um determinado músculo, além da correlação com mudanças bioquímicas e fisiológicas (CIFREK et al., 2009).

Habitualmente os sinais EMG são analisados por meio de suas características no domínio do tempo e frequência (CIFREK et al., 2009).

No domínio do tempo a variável usualmente utilizada é o Root Mean Square (RMS), que fornece informações sobre a amplitude do sinal eletromiográfico (De LUCA, 2006), característica que normalmente é afetada pelo processo da fadiga (GIANNESINI et al., 2003; ROGERS; MACISSAC, 2013). Tem sido proposto que a resposta dos músculos à fadiga, durante um exercício submáximo, se traduz em um aumento do número de unidades motoras recrutadas e/ou na sua sincronização, de forma a compensar a redução da capacidade de gerar força pelas unidades motoras (MORITANI et al., 1993), gerando um aumento da amplitude do sinal EMG (KALLENBERG et al., 2007).

Os parâmetros relacionados às frequências média (Fme) e mediana (Fmd) foram encontrados ser os mais confiáveis na análise dos sinais de músculos fadigados (CIFREK et al., 2009; De LUCA, 2006). A literatura descreve que nos músculos fadigados durante uma atividade submáxima ocorre uma compressão do espectro de potência no sentido de frequências mais baixas que se acredita ser devido principalmente a um decréscimo na velocidade de condução da fibra muscular, como consequência do acúmulo de metabólitos e da redução do pH intracelular (MASUDA et al., 1999). Dentre estas variáveis a frequência mediana é mais indicada para analisar a fadiga muscular por ser menos sensível aos ruídos, e mais sensível aos processos bioquímicos e fisiológicos que ocorrem dentro dos músculos durante as contrações sustentadas.

Além de estudos fisiológicos, biomecânicos, e cinesiológicos, a análise EMG é estabelecida como uma ferramenta de avaliação para a investigação de parâmetros no domínio da fisioterapia ou reabilitação e treinamento esportivo, principalmente quando aplicado ao estudo de interações do corpo humano.

Na biomecânica, o registro da atividade eletromiográfica permite a investigação de quais músculos são utilizados em determinado movimento, o nível de ativação muscular durante a execução do movimento, a intensidade e duração da solicitação muscular, além de possibilitar inferências relativas à fadiga muscular (De LUCA, 1997). Estudando-se a força com o instrumento EMG, de acordo com Lawrence; De Luca (1983) observa-se que não existe um modelo fisiológico que descreva com precisão uma relação entre a amplitude do sinal EMG e a produção de força em diferentes músculos e diferentes tipos de contração, entretanto pode-

se considerar que a relação força/EMG gerou uma parceria intrínseca entre as disciplinas de eletromiografia e biomecânica, desde que começou a sua evolução em direção ao estudo da quantificação entre estes.

Porém, esta relação não é tão simples quanto parece, dizer que, a relação sinal EMG/Força constata um aumento da amplitude do sinal EMG na medida em que a força e/ou velocidade de contração muscular aumenta, fornece apenas uma indicação qualitativa entre as variáveis (De LUCA, 1997).

Neste sentido, quando se precisa obter uma relação quantitativa, diversos problemas impossibilitam resultados precisos, pois o sinal EMG é resultado de fatores fisiológicos, anatômicos e técnicos, que, de indivíduo para indivíduo tem respostas diferentes, sendo difícil uma comparação quantitativa entre estes e entre musculaturas diferentes (De LUCA, 1997).

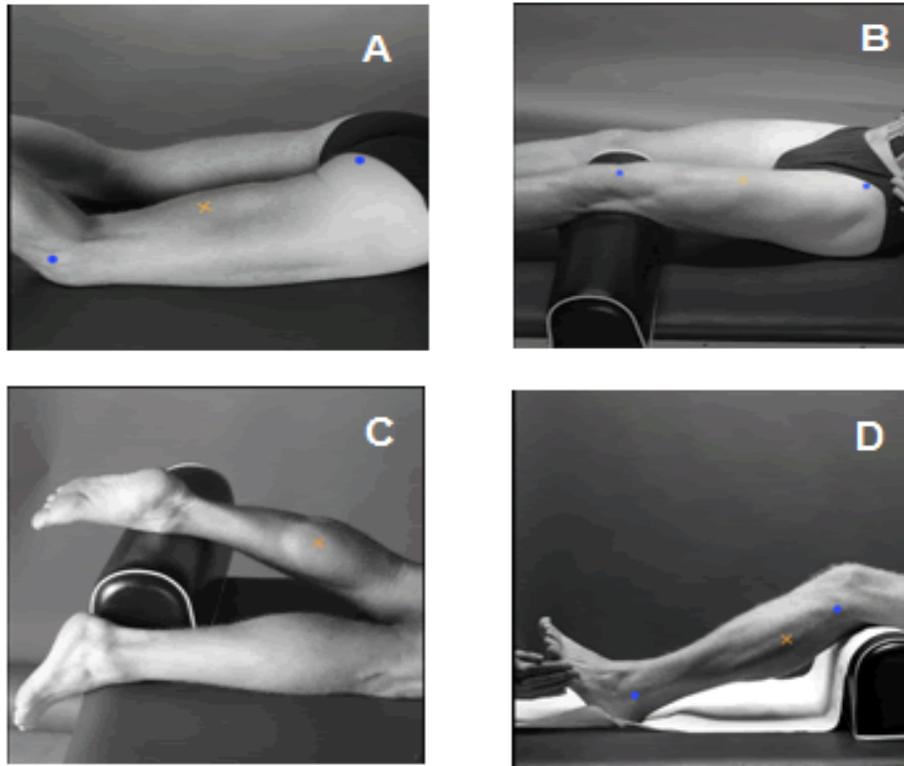
Com o uso da EMG é possível analisar um grupo muscular ou um determinado feixe muscular, captando de quais fibras musculares provem sinais, assim como o tempo de duração e a intensidade (PAIVA; MAZZETO, 2008; STEELE, 2012).

Ressalta-se também que a EMG é um indicativo indireto de acontecimentos fisiológicos do músculo, os quais são extremamente individualizados. Comparações podem, entretanto, ser feitas se os valores são expressos como uma porcentagem daqueles obtidos durante contrações padronizadas, ou seja, normalizando previamente o sinal (ERVILHA et al., 1998; MERLETTI; PARKER, 2004).

No entanto, a EMG precisa ser utilizada com grande rigor no controle da aquisição do sinal, pois é um instrumento bastante confiável na análise de contrações isométricas. É controverso em situações dinâmicas (ERVILHA et al., 1998), já que a técnica não apresenta boa reprodutibilidade devido ao deslizamento das fibras sob o posicionamento dos eletrodos, o que pode ocasionar o registro de atividade elétrica de novas unidades motoras próximas à amplitude do movimento.

Na presente pesquisa, obteve-se a atividade muscular de superfície (EMG) através da análise dos sinais de quatro músculos do membro esquerdo ou postural: (A) Bíceps femoral (BF), (B) Reto femoral (RF), (C) Gastrocnêmio medial (GM) e (D) Fibular longo (FL), conforme mostrado na figura 13.

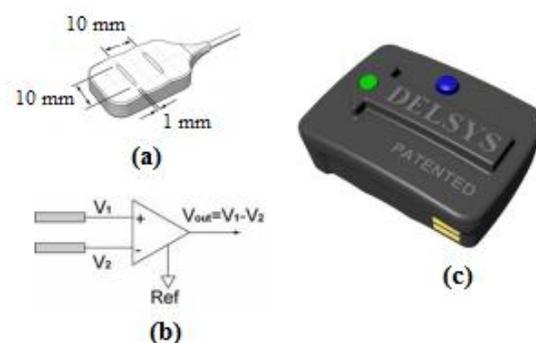
Figura 13 – Localização dos eletrodos nos músculos.



Fonte: Adaptado SENIAM (<<http://www.seniam.org>>. Acesso em: 6 de dezembro de 2014).

Os eletrodos EMG de superfície (Delsys, Inc., Boston, Massachusetts; DE 2.1 ativos diferenciais, compostos por duas barras paralelas de prata pura, configuração de contato do material 99,9% Ag, espaço de contato de 10,0 mm, área de detecção de 10 mm²), foram utilizados, conforme mostrado na Figura 14.

Figura 14 - Eletrodo EMG sistema wireless. (a) especificações técnicas, (b) características do dispositivo *single-differential*, (c) eletrodo sem fio.



Fonte: Sistema Delsys® (<<http://www.emgsystem.com.br>>. Acesso em: 27 de setembro de 2015).

Os locais de fixação dos eletrodos foram previamente preparados com álcool 70% para a eliminação de resíduos gordurosos, raspagem dos pêlos, seguida de esfoliação da pele e nova limpeza com álcool, em seguida foi feita a fixação dos eletrodos com fita adesiva específica.

Todo procedimento de colocação de eletrodos foi feito de acordo com De Luca (1997) e recomendações da ISEK (International Society of Electrophysiology and Kinesiology) e SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles), sendo posicionados na linha média do ventre muscular, entre o ponto motor e a junção miotendinosa, com a superfície de detecção orientada no sentido das suas fibras (Figura 15). Para uma amplitude máxima do sinal, o fabricante recomenda que os eletrodos EMG sejam orientados perpendicularmente à direção das fibras do músculo. A parte superior do eletrodo é moldada com uma seta para auxiliar na determinação da orientação. Área e forma da superfície de contato dos eletrodos bem como a distância entre eles foram mantidas fixas.

Figura 15 - Orientação do sensor em relação à fibra muscular.



Fonte: Adaptado Sistema Delsys® (<<http://www.emgsystem.com.br>>. Acesso em: 20 de setembro de 2015).

Os sinais de todos os músculos analisados foram adquiridos e amplificados com o sistema Bagnoli de 16 canais EMG, frequência de amostragem de 2000 Hz, filtragem do sinal através de um filtro digital Butterworth de 4ª ordem (20 a 450 Hz passa-banda), após este procedimento, foi feita uma retificação do sinal em onda completa, visando rebater as fases negativas (STEELE et al., 2012). Estes procedimentos foram adotados segundo recomendações do fabricante Delsys®.

Durante os experimentos, foram coletados sinais EMG dos indivíduos durante as fases do chute: pré-lançamento e lançamento. Dois tipos de processamento são normalmente utilizados na investigação: processamento no domínio temporal, quando se está interessado na análise da amplitude do sinal EMG com base no tempo, e processamento no domínio da frequência (ACIERNO et. al., 1985; MARCHETTI; DUARTE, 2006; SUDA et al., 2009).

Como objetivo foi identificar a ação dos APAs e APCs, foi definido como padronização a normalização na base do tempo, utilizando-se os resultados obtidos através do cálculo da integral do sinal retificado do EMG, através de uma janela de 150 ms, definidos em função de

T₀. Duas técnicas foram empregadas para obter-se o início do sinal EMG. Primeiramente através da inspeção visual do sinal EMG para identificar a primeira mudança detectável na atividade EMG para além da linha de base (HODGES; BUI, 1996; STEELE, 2012). Outro método que foi utilizado, somente com o objetivo de resultados quando em dúvida do pesquisador foi através do método do DP (ARUIN et al., 1998; HODGES; BUI, 1996), e em caso de dúvidas ou problemas, aplicou-se então a técnica do método computadorizado através da verificação do desvio padrão, os quais utilizam diferentes limiares em múltiplos de média de amplitude de linha de base EMG durante uma janela, neste caso de 150ms, de destino, por exemplo, dois DP (HODGES; RICHARDSON, 1996; STEELE, 2012) e três ou mais DP (Di FABIO, 1987; STEELE, 2012; STOKES et al, 2000) acima da linha de base da amplitude EMG. A seção 3.6 abordará detalhadamente os métodos utilizados para análise dos sinais EMG investigados nesta pesquisa.

3.5 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

3.5.1 Coleta dos dados

Todos os sinais foram gravados e posteriormente analisados *off-line* usando uma rotina Matlab customizada (Math Works Inc., USA).

O pé esquerdo dos participantes (membro postural) permaneceu em contato com a plataforma de forças durante a execução do movimento. O pé direito foi posicionado fora da plataforma e paralelo ao membro postural. A plataforma de força foi instalada ao nível do solo, portanto, ambos os pés estiveram nivelados paralelamente, sem a necessidade de qualquer suporte para elevação do pé direito. A bola foi posicionada a 50 mm à frente da plataforma, porém sem contato com a mesma.

As informações técnicas relacionadas aos procedimentos de aquisição dos sinais para cada instrumento utilizado foram previamente descritos na seção 3.3 (Instrumentação).

3.5.2 Descrição da tarefa do lançamento de precisão

Todos os sujeitos foram informados quanto aos procedimentos que seriam adotados para a realização da tarefa de lançamento de precisão. Nota-se, segundo pesquisas anteriores (BARFIELD, 1998; MAGALHÃES Jr., 2003) que existem quatro aspectos fundamentais que devem ser observados durante o chute, que são: equilíbrio do corpo, a posição do pé de apoio, a posição do pé de contato, e a força que se imprime à bola; destaca-se que o chute de

precisão ou lançamento é um pouco mais complexo, uma vez que engloba o objetivo de atingir um alvo determinado (LEES; NOLAN, 1998; LEVANON; DAPENA, 1998).

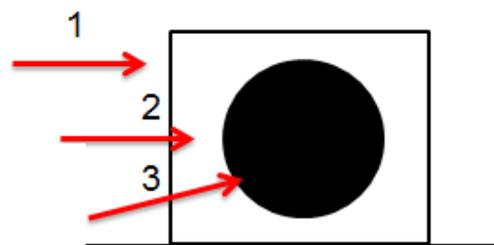
Uma câmera (Sony Cyber-shot DSC-H300) foi posicionada num plano diagonal ao alvo. Este instrumento auxiliar foi utilizado com o objetivo de validar a verificação feita pelos responsáveis. Cada lançamento de cada voluntário foi anotado numa prancheta com tabela feita em planilha Excel®.

O alvo foi posicionado no nível do solo. As tentativas foram validadas, independentemente se houve ou não acerto do alvo, diferentemente de outras pesquisas, às quais os protocolos utilizados validaram somente as tentativas cujos alvos foram atingidos.

Os participantes executaram o lançamento de precisão com a parte interna do pé (membro motor), tão precisamente quanto possível, até o alvo. O alvo (0,40 m x 0,40 m) com um pequeno alvo de cor preta inserida (0,10 m x 0,10 m), conforme figura 16. Os lançamentos foram classificados quanto à precisão / eficácia, de acordo com a parte do alvo em que a bola tocou.

Especificamente, os lançamentos de precisão foram classificados em função de “*scores*” ou do nível de precisão, de 1 a 3 (KERR et al., 1985; HART et al., 2014), demarcados diretamente no alvo estipulado: (1) impreciso = a bola não toca nenhuma das duas limitações dos alvos, (2) moderado = a bola atingiu a zona maior ou circundante ao alvo referente ao score 3, (3) preciso = a bola atingiu o alvo menor, conforme ilustrado na figura 16. Em relação aos resultados, quanto mais alto o “*score*”, melhor a precisão dos voluntários.

Figura 16 – Alvos com marcações ou “*scores*”.

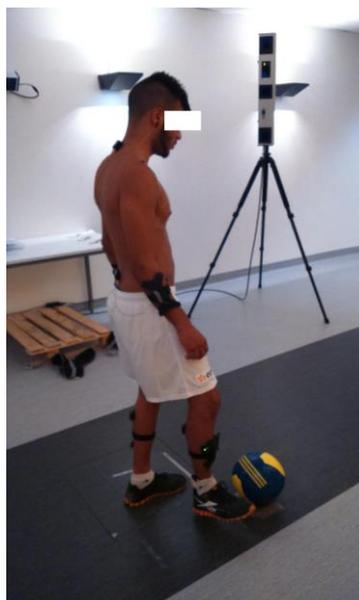


Fonte: Produção do próprio Autor.

A tarefa consistiu em chutar (ou lançar) uma bola de futebol, utilizando a parte medial interna do pé, até o alvo posicionado a 3,70 m da borda anterior da plataforma. A tarefa de lançamento de precisão foi idêntica para ambos os experimentos, e a meta foi atingir o alvo mais precisamente possível.

A Figura 17 mostra o voluntário em apoio unipodal durante a tarefa de execução do lançamento de precisão, representa o instante em que este voluntário aproxima o pé direito da bola.

Figura 17 - Voluntário executando o movimento de lançamento de precisão.



Fonte: Produção do próprio Autor.

3.5.3 Descrição do experimento 1 – DUPLA-TAREFA

Em condição simples, os participantes realizaram somente a tarefa de lançamento de precisão, denominada de simples tarefa (ST) ou controle. Na condição de DT, os participantes realizaram a tarefa primária (lançamento) simultaneamente à tarefa secundária cognitiva, classificada neste experimento como uma tarefa auditiva.

Para a tarefa cognitiva, os participantes usaram um fone e contaram o número de “beep”, numa sequência randomizada de “beep” e “bop” apresentados no intervalo de tempo de 1 s, para um total de 20 s. Mesmo tratando-se de um evento considerado de curto período de tempo (análise do ciclo de lançamento investigado neste experimento); este tempo de 20 s foi estipulado à fim de realmente verificar se os participantes dispenderam atenção suficiente para a tarefa.

Participantes iniciaram o movimento quando quiseram após o sinal dado pelo pesquisador. Ao final do lançamento, eles tiveram que retornar à posição inicial sem

interromper o movimento, devido à inclusão de uma tarefa secundária. Após o contato do pé com a bola, permaneceram em apoio unipodal, porém em nenhum momento durante o procedimento pôde haver contato do pé direito com a plataforma.

Para cada condição foram executados 16 tentativas ou lançamentos de precisão, divididos em 4 blocos, com 4 lançamentos em cada. O total de 32 lançamentos (ST e DT) foram executados num mesmo período. Os blocos de tentativas foram randomizados entre os participantes, sendo 4 blocos para condição ST e 4 blocos para a condição DT. Entre cada lançamento houve um intervalo de 1 min, dos quais 40 s foram dispendidos para o lançamento de precisão e aquisição/processamento dos sinais das diferentes variáveis analisadas, e os 20 s restantes, os quais os participantes permaneceram sentados próximos à bancada experimental. Ao término de 1 min os participantes retornaram à posição de lançamento, posicionados em apoio unipodal sobre a plataforma de forças. Este procedimento foi repetido para os 32 lançamentos. Sendo que entre os blocos, foi respeitado o intervalo de 1 min, e cada bloco analisado teve a duração média de 5 min. Este experimento foi realizado em uma única sessão por participante.

3.5.4 Descrição do experimento 2 – FADIGA MUSCULAR

A condição controle foi definida como a condição sem fadiga ou não-fadiga (NF), na qual somente fora executado o lançamento de precisão. Para análise da condição de fadiga, os sujeitos foram analisados em três condições diferentes: fadiga de membro postural (FP), de membro motor (FM) e de ambos os membros (FMP).

As quatro condições foram contrabalanceadas entre os participantes. Cada participante realizou 64 lançamentos de precisão, divididos em 16 tentativas para cada condição. Para cada condição de fadiga, foi adotado o seguinte protocolo de execução: 1 bloco de fadiga, seguido de 1 bloco de lançamentos; até serem atingidos 4 blocos de cada. Exceto na condição controle, em que os blocos de fadiga não foram realizados.

Este experimento foi realizado em três dias diferentes, com intervalo mínimo de 48 h entre as coletas. Devido a esta variável, precauções foram adotadas, visando à reprodutibilidade, principalmente em relação à colocação/recolocação dos eletrodos EMG, nos mesmos pontos anatômicos. Para tal, demarcações sobre a pele com caneta específica ou dermatográfica foram adotadas.

Participantes iniciaram o movimento quando quiseram após o sinal dado pelo pesquisador. Ao final do lançamento, eles tiveram que retornar à posição inicial sem

interromper o movimento. Após o contato do pé com a bola, permaneceram em apoio unipodal, porém em nenhum momento durante o procedimento pôde haver contato do pé direito com a plataforma.

Nesta pesquisa, o efeito da fadiga muscular não foi realizado em condições reais devido às dificuldades práticas. No entanto, segundo Apriantono et al. (2006) ainda não está totalmente evidente qual o tipo de protocolo melhor se adapta na análise da fadiga muscular de membros inferiores, principalmente no que diz respeito ao futebol.

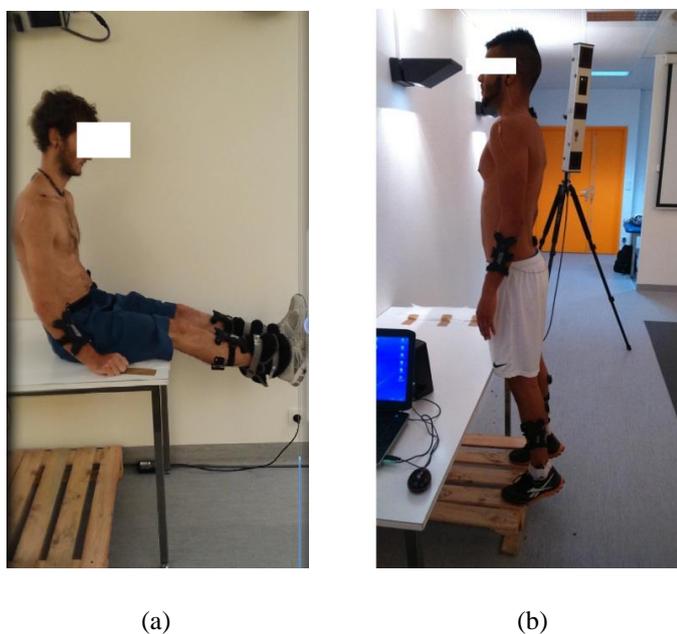
Portanto, o teste de fadiga elaborado para a presente pesquisa, consistiu em dois exercícios específicos para ambos os grupamentos musculares envolvidos durante o gesto técnico do lançamento de precisão: quadríceps e gastrocnêmios.

O protocolo de fadiga consistiu de quatro blocos, constituídos por sequências de séries de 15 s de extensão/flexão de joelhos, e séries de 15 s de elevação na ponta dos pés, executados sem intervalo entre elas, portanto cada série completa do protocolo de fadiga foi constituída por 30 s de exercícios. Um metrônomo com o ritmo estabelecido em (80 beats/min) foi utilizado para controle do movimento. Uma carga de 3 kg foi utilizada (1,5 kg em cada tornozelo), equivalente a 3 a 5% do peso corporal dos participantes. As sequências de séries foram repetidas até que alguns dos sinais fisiológicos referentes à fadiga fossem observados. Para esta verificação, a escala de Borg cr-10 foi adotada (BORG, 1990), aplicando-se o mesmo índice para todos os participantes (escala Borg $8,5 \pm 1,0$), conforme aplicado nos protocolos de fadiga das pesquisas de Ledin et al. (2004); Vuillerme; Boisgontier (2010).

Portanto, em cada bloco de fadiga foi contabilizado o número de séries executadas, bem como o tempo que os voluntários permaneceram executando os exercícios (séries) até o surgimento dos sinais característicos da fadiga. Ao sinal de fadiga no bloco, o pesquisador interrompia o protocolo, e os voluntários iniciavam os lançamentos de precisão (= 4 tentativas por bloco). Cada bloco analisado teve a duração média de 5 min. Entre cada lançamento houve um intervalo de 1 min, dos quais 40 s foram dispendidos para o lançamento de precisão e aquisição/processamento dos sinais das diferentes variáveis analisadas, e os 20 s restantes, os quais os participantes permaneceram sentados próximos à bancada experimental. Ao término de 1 min os participantes retornaram à posição de lançamento, posicionados em apoio unipodal sobre a plataforma de forças. Este procedimento foi repetido para os 64 lançamentos. Sendo que entre os blocos, foi respeitado o intervalo de 1 min, e cada bloco analisado teve a duração média de 5 min.

Certas medidas foram tomadas para garantir a qualidade de execução do movimento durante os exercícios de fadiga. Primeiramente, a extensão dos joelhos foi realizada com os sujeitos sentados, sem encosto, formando um ângulo de 90° entre o tronco e o quadril. Para elevação do corpo na ponta dos pés, os sujeitos permaneceram em pé, formando um alinhamento entre a coxa e perna, sem apoiar os calcanhares sobre o solo, permitindo-se somente um leve apoio das mãos sobre a parede, somente para auxiliá-los no equilíbrio corporal (Figura 18 a, b).

Figura 18 - Participantes executando os movimentos de extensão dos joelhos (a) e de elevação na ponta dos pés (b).



Fonte: Produção do próprio Autor.

3.5.4.1 Parâmetros utilizados como critérios de verificação da condição de fadiga muscular

Nesta presente pesquisa, para garantir que as medidas investigadas durante o protocolo de fadiga fossem obtidas num real estado de fadiga neuromuscular, várias regras foram respeitadas, como previamente descrito em outros estudos sobre a fadiga de membros inferiores (LEDIN et al., 2004; VUILLERME et al., 2001; VUILLERME et al., 2009; VUILLERME; BOISGONTIER, 2010). Fatores tais como: o controle de determinados parâmetros fisiológicos, a escala de Borg cr-10 (0-10), a correta execução dos movimentos, além da observação visual do avaliador responsável, detectando possíveis sinais de fadiga dos

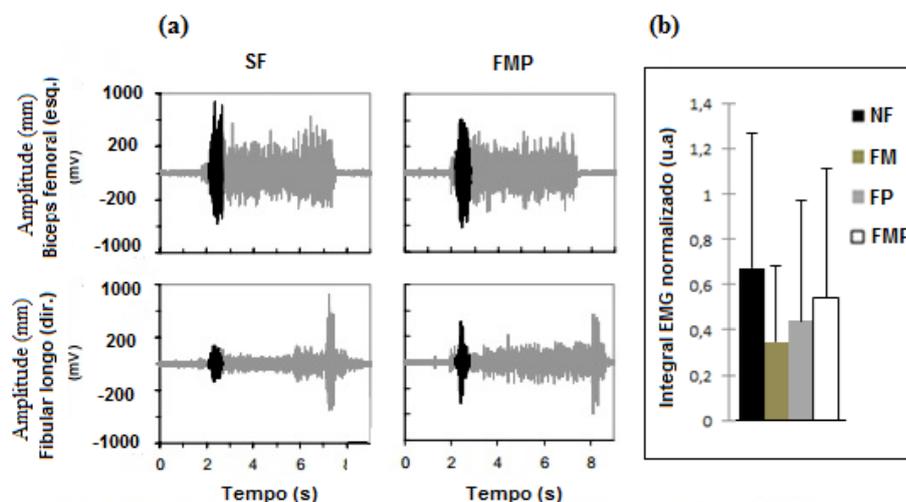
participantes e falhas ocorridas na execução dos movimentos de extensão/flexão de joelhos ou de elevação na ponta dos pés. Em todo caso, os participantes foram encorajados verbalmente pelo avaliador responsável, para que pudessem executar os exercícios dentro do nível pré-estabelecido desejado, quando se trata de estudos associados à fadiga neuromuscular.

Em caso de dúvida, o avaliador adotou algumas importantes providências, tais como: incentivar o participante a executar novas séries de exercícios do protocolo, mas principalmente, respeitando suas condições fisiológicas. Após os participantes indicarem que algum sinal de fadiga fora alcançado, séries de quatro lançamentos de precisão ao alvo foram executadas.

O local de realização dos exercícios de fadiga foi posicionado estrategicamente ao lado da bancada experimental, a fim de minimizar-se o tempo entre as atividades dos exercícios de fadiga e as medidas das variáveis dependentes. Um fator importante observado é que antes da realização do presente experimento, foi conduzido um estudo piloto, com um voluntário, no intuito de verificar a validade deste protocolo.

Na Figura 19 a, a marcação destacada em preto do sinal EMG indica o pico da atividade muscular no tempo normalizado durante o protocolo de fadiga; na Figura 19 b; a barra gráfica preta indica a condição SF, e a barra branca indica a FMP. Os valores da integral EMG indicam que uma redução na magnitude de produção de força ocorreu principalmente na condição de FMP. Dados EMG do músculo FL coletados após uma série executada no protocolo de fadiga.

Figura 19 - (a) Atividade EMG dos músculos BF esquerdo e FL direito, em duas condições diferentes: SF e FMP; (b) Valores da \int EMG do músculo FL.



3.6 TRATAMENTO E ANÁLISE DOS DADOS

Em ambos os experimentos, o evento analisado do lançamento de precisão foi definido em duas fases:

- a) Fase 1 ou pré-lançamento: correspondeu à fase considerada de preparação do movimento, passando pelo efetivo início do movimento (T_0) até o instante no qual o quadril atinge o ponto de maior extensão.
- b) Fase 2 ou Lançamento: equivalente ao instante em que o quadril parte da posição de máxima extensão ou fim da primeira fase, até o contato efetivo com a bola.

Através da cinemática, especificamente do deslocamento do pé no plano sagital, identificado pelo eletrodo fixado no tornozelo, encontrou-se o instante exato em que o pé tocou a bola pela primeira vez. Este comportamento foi sistemático para todos os voluntários, uma vez que a bola esteve no mesmo ponto (50 mm de distância da borda anterior da plataforma). A cada nova tentativa verificou-se a disposição do material.

Na análise do sinal EMG, dois tipos de processamento podem ser aplicados: no domínio do tempo e no da frequência.

Quando se está interessado na análise da amplitude do sinal EMG com base no tempo, a informação representada neste domínio descreve quando algo ocorre e qual a amplitude de sua ocorrência. Cada amostra do sinal indica o que está acontecendo em determinado instante, e o nível de tal evento. É um indicador da magnitude da atividade muscular, produzida predominantemente por aumentos na atividade das unidades motoras e em sua taxa de disparo (ROBERTSON, 2004). O sinal EMG adquirido durante uma atividade, em função do tempo, pode ser quantificado por diversas formas de processamento, entre elas o envoltório linear, retificação, RMS e integração (DE LUCA, 1997).

No processamento por meio do domínio da frequência, método alternativo, o qual é caracterizado pela determinação do conteúdo das frequências do sinal EMG. Este método geralmente envolve a determinação do espectro de frequências através da Transformada Rápida de Fourier ou Fast Fourier Transform (FFT). Qualquer sinal contínuo real pode ser expresso em uma combinação de senos e cossenos, necessários para duplicar o sinal. Como os sinais biológicos associados ao movimento humano não são funções puras de seno e cosseno, faz-se necessário combinar várias funções diferentes para representar o sinal EMG (ACIERNO et. al., 1985; ECKERLE et al., 2011; ENOKA, 2000; HERMENS et al., 2000;

MARCHETTI ; DUARTE, 2006; SUDA et al., 2009).

A quantificação do sinal eletromiográfico, uma vez obtido e tratado, foi feito através da obtenção do valor da integral do sinal EMG (BERGER et al., 2010; ECKERLE et al., 2011; FARINA et al., 2002).

Para descrever mudanças na atividade muscular, a integral do sinal EMG (iEMG) foi obtida, respeitando-se a janela temporal de 150 ms, utilizada no intuito de avaliar-se a fase de ajustes posturais e do período basal, num mesmo período de tempo (VUILLERME et al., 2002).

Desta maneira, as seguintes medidas integral foram usadas de -100 ms à +50 ms (\int_1) em relação à T_0 , para a atividade muscular antecipatória, e de -800 ms à -650 ms (\int_2) em relação à T_0 para a atividade muscular de fundo ou *background*. A equação $\int EMG = (\int_1 - \int_2)/\int_2$ foi usada para caracterizar as mudanças na atividade dos músculos posturais, durante o EMG antecipatório (BERGER et al., 2010; SANTOS et al., 2010; STEELE, 2012).

Os intervalos de integração foram escolhidos baseados em prévios estudos (De LUCA, 1997; ARUIN et al., 1998). Pesquisas anteriores (ARUIN; LATASH, 1995 a; ECKERLE et al., 2011; STAPLEY et al., 2000; VUILLERME et al., 2002) mostraram que os APAs tipicamente são iniciados aproximadamente entre 150 ms a 100 ms antes do início da atividade muscular.

O iEMG da fase de ajustes não é tipicamente avaliado em unidade de voltagem, mas sim na forma normalizada. O procedimento de normalização da integral do sinal foi adotado com o objetivo de apresentar maior reprodutibilidade entre sujeitos (BERGER et al., 2010; ERVILHA et al., 1998; MARCHETTI; DUARTE, 2006), de acordo com a equação,

$$\int EMG = (\int_1 - \int_2)/(\int_{\max_1} - \int_{\max_2}) \quad (5)$$

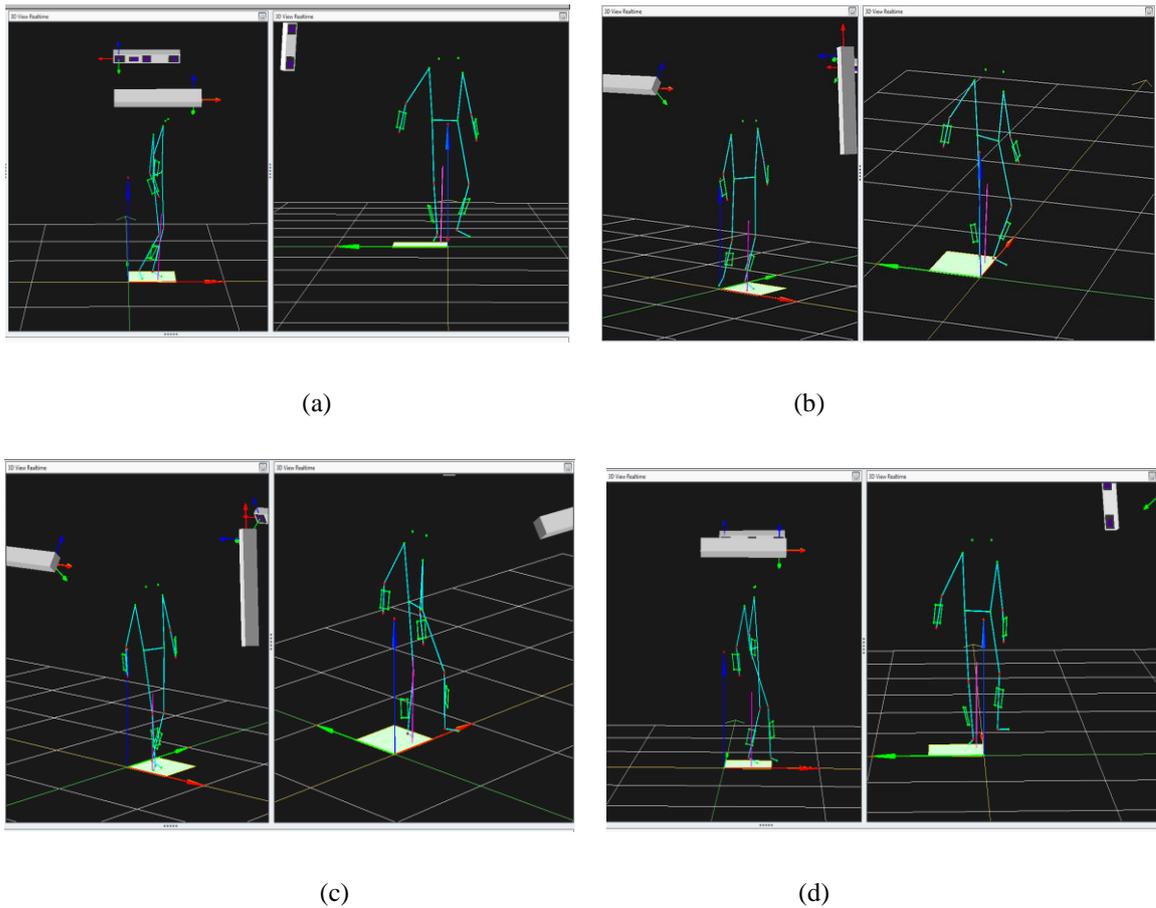
onde: \int_{\max_1} , é o maior valor integral do APA obtido entre as tentativas e condições e \int_{\max_2} a correspondente EMG para aquela tentativa (ARUIN, 2002; ARUIN; LATASH, 1995 b; GIROLAMI et al., 2010; KANEKAR et al., 2008; STEELE, 2012).

Esta medida adotada restringe $\int EMG$ para uma escala de -1 a 1, onde valores positivos indicam aumento da atividade muscular durante os APAs e valores negativos correspondem à inibição (SHIRATORI; LATASH, 2000). Outra medida mais tradicional foi usada para descrever a atividade dos APAs (BOUISSET; ZATTARA, 1987; VUILLERME et al., 2009), o início da ativação dos músculos posturais relativos ao início do movimento, definidos pela análise temporal.

Os eventos foram identificados pelo deslocamento linear do tornozelo direito na direção

ântero-posterior, desde o T_0 até o contato do pé com a bola (Figura 20). A Figura 20 a, mostra o voluntário elevando o pé direito do solo; a Figura 20 b, o balanço do pé direito para fora da base de apoio; a Figura 20 c, a reaproximação do pé direito, permanecendo próximo à bola; a Figura 20 d, o contato propriamente dito do pé com a bola.

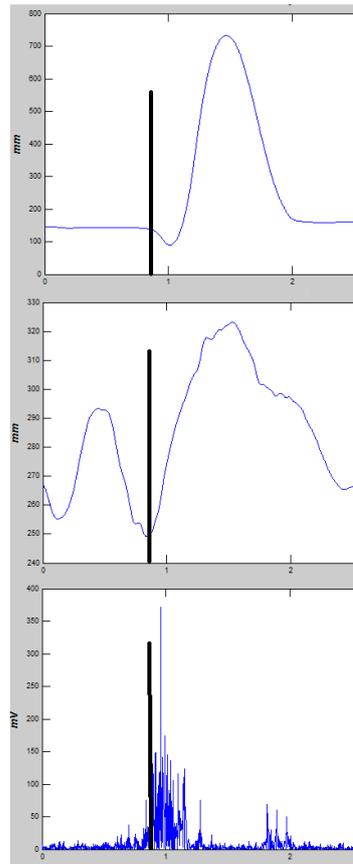
Figura 20 - Sequência do movimento de lançamento de precisão.



Fonte: Produção do próprio Autor.

A sincronização temporal permitiu identificar as fases do movimento, bem como entender o comportamento de maneira integrada dos diferentes parâmetros coletados simultaneamente (Figura 21). O 1º quadro representa o deslocamento linear do tornozelo; o 2º quadro, o deslocamento do CP na direção AP; e o 3º quadro, o sinal EMG do músculo BF do membro esquerdo. A linha em negrito representa o T_0 , sincronizados a partir do *trigger* (sinal do acelerômetro triaxial fixado no maléolo direito).

Figura 21 - Sincronização temporal dos sinais analisados nos experimentos.



Fonte: Produção do próprio Autor.

3.7 LIMITAÇÕES DO ESTUDO

No desenvolvimento da pesquisa científica, busca-se sempre reproduzir no ambiente experimental circunstâncias que se aproximam da realidade. Todavia, mesmo com muito rigor metodológico existem algumas limitações pertinentes ao desenvolvimento do protocolo experimental.

No método de indução da fadiga muscular localizada de mmii (quadríceps e panturrilhas), optou-se por este procedimento, pois o objetivo foi isolar e analisar o comportamento destes grupamentos musculares. Apesar do controle metodológico, é relevante que estudos posteriores busquem métodos de indução da fadiga em condições dinâmicas, mais próximas possíveis das ações desenvolvidas numa partida de futebol. No entanto, ressalta-se que foram adotados critérios de verificação da condição de fadiga, conforme citados na seção 3.5.4.1.

Na definição dos músculos posturais analisados pela EMG, o músculo glúteo médio não foi considerado para esta pesquisa, no entanto, pesquisas futuras devem incluí-lo, uma vez que trata-se de um grupamento muscular importante no controle dinâmico unipodal. Outro fator limitante no que diz respeito às análises dos sinais EMG é o fato de não ter sido verificado através da CIVM o comportamento muscular, e desta maneira não obteve-se um parâmetro confiável para controle durante o protocolo de fadiga. É um relevante parâmetro de fadiga, no entanto, para estudos posteriores, torna-se interessante verificar o comportamento da amplitude e Fmed do sinal EMG, sobretudo da Fmed, pois é um parâmetro representativo na análise da frequência do sinal em condições de fadiga, mas através somente de contrações isométricas.

Na análise do lançamento de precisão, dados da velocidade do chute ou da aproximação do pé até a bola não foram verificados, o que pode ter influenciado não somente a postura, mas principalmente o padrão do gesto motor dos participantes; entretanto, como tratou-se de um movimento de precisão, a velocidade não excedeu o esperado para um chute de potência.

3.8 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Todas as análises estatísticas foram realizadas através do software Statistica 10.0 (Stat Soft. Inc., Tulsa, OK). Desta maneira, três variáveis dependentes foram utilizadas: CP, CM (amplitude e velocidade média em ambas as direções), EMG (Tempo de Latência do sinal, índice JEMG antecipatória), além da análise da performance do lançamento de precisão (eficácia e tempo dispendido para o lançamento). Para todas as variáveis consideradas nas análises dos dados, foram investigados o valor médio e o correspondente desvio padrão (DP) dos resultados obtidos dos participantes.

O teste paramétrico ANOVA (Analysis of Variance), nível de significância $p < 0,05$ foi aplicado para todas as variáveis investigadas. A proposta destas ANOVAs foi determinar se as variáveis apresentaram ou não diferenças significantes para condições ou fases específicas do movimento. Teste post-hoc pareado (Tukey HSD) foi aplicado sempre que necessário.

Os valores significantes de p são relatados: [$*p < 0,05$], NS (não significante)].

No experimento 1, as variáveis foram investigadas em duas condições: C (controle) e DT (dupla-tarefa) e duas fases (pré-lançamento e lançamento); e no experimento 2, em quatro condições: NF (não-fadiga), FM (fadiga de membro motor), FP (fadiga de membro postural), FMP (fadiga de membros motor e postural) e duas fases (pré-lançamento e lançamento).

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

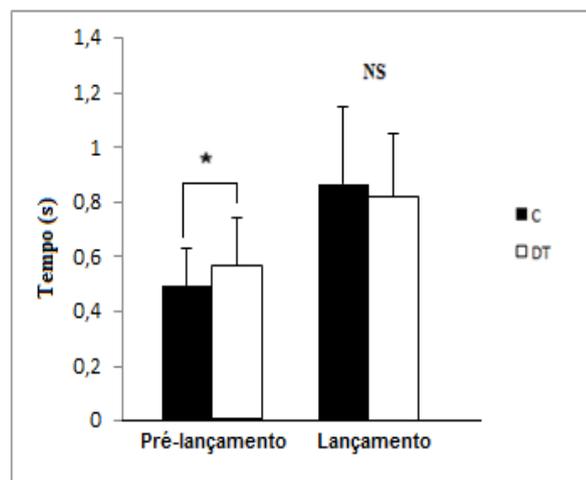
4.1 EXPERIMENTO 1 - DUPLA-TAREFA

4.1.1 Análise da performance do lançamento de precisão

A performance do lançamento (*one-way* ANOVA) mostrou uma diminuição durante a dupla-tarefa comparada com a condição controle [$45,62 \pm 12,03$ vs. $37,5 \pm 9,27$; $F(1,38) = 5,43$, $p < 0,05$].

O tempo do lançamento de precisão (Duas Fases x Duas Condições ANOVA com medidas repetidas em ambos os fatores) mostrou o principal efeito da fase [$F(1,38) = 22,90$, $p < 0,05$] mas nenhum efeito da condição [$F(1,38) = 0,76$, $p > 0,05$]. Uma significativa interação entre fase x condição foi observada [$F(1,38) = 12,89$, $p < 0,05$]. A decomposição da interação em efeitos principais simples mostrou que os participantes dispenderam maior tempo para a preparação do movimento (pré-lançamento) na DT do que na condição C, entretanto os voluntários dispenderam maior tempo para a execução do movimento (lançamento) no C do que na condição DT. Ambas as fases (pré-lançamento e lançamento) são apresentadas com diferentes símbolos (Figura 22).

Figura 22 - Média e Desvio Padrão da duração do lançamento de precisão.



Fonte: Produção do próprio Autor.

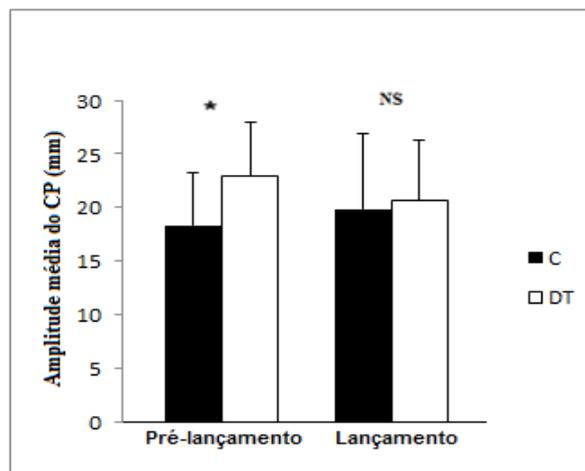
4.1.2 Análise dos deslocamentos do CP

Para a análise dos deslocamentos do CP, (Duas Condições x Duas Fases ANOVA com medidas repetidas em ambos os fatores) foram aplicados.

4.1.2.1 Análise da amplitude média do CP

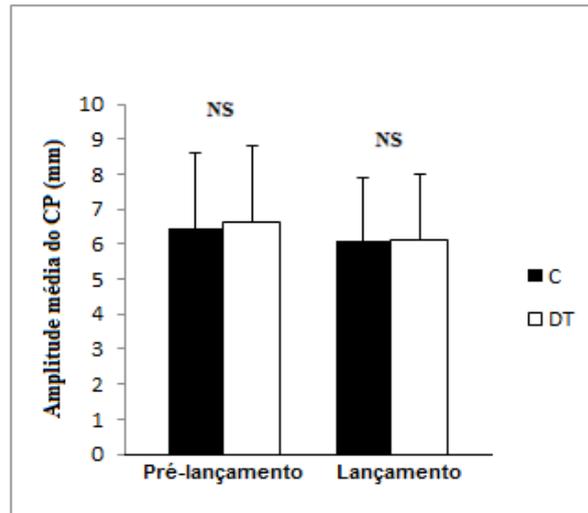
A amplitude média na direção AP mostrou o principal efeito da condição [$F(1,38) = 4,50, p < 0,05$] com um aumento da amplitude para a DT em relação à condição controle. O principal efeito da fase [$F(1,38) = 2,23, p > 0,05$] e a interação da condição x fase [$F(1,38) = 0,69, p > 0,05$] não foram significantes (Figura 23). Na direção ML, nenhum efeito significativo foi observado (Figura 24).

Figura 23 - Amplitude média do CP. Média e Desvio Padrão na direção AP.



Fonte: Produção do próprio Autor.

Figura 24 - Amplitude média do CP. Média e Desvio Padrão na direção ML.

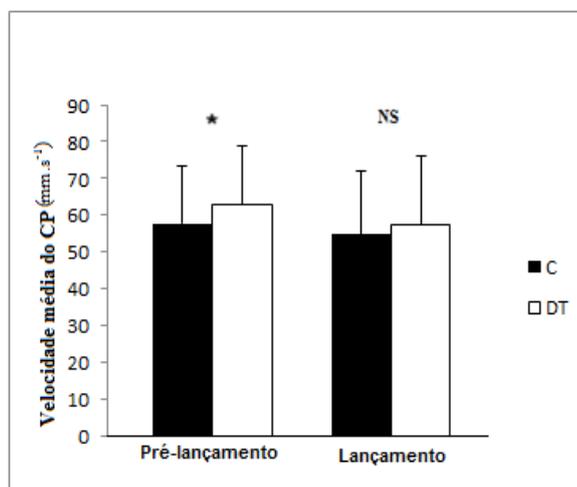


Fonte: Produção do próprio Autor.

4.1.2.2 Análise da velocidade média do CP

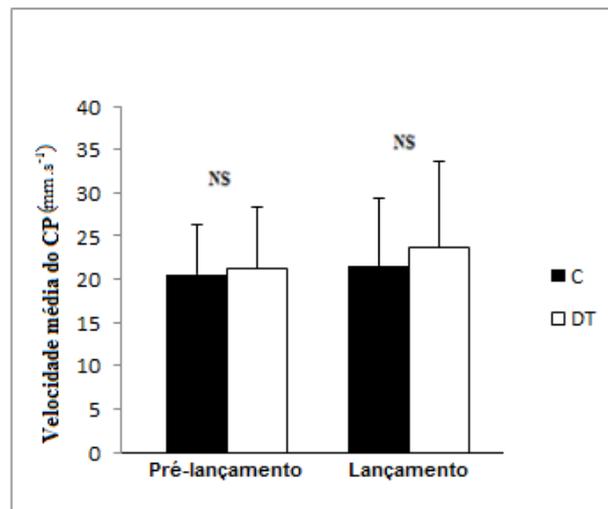
A velocidade média do CP na direção AP mostrou o principal efeito da condição [F(1,38) = 11,86, $p < 0,05$] com rápida velocidade para a DT do que para a condição controle. Entretanto, nenhum efeito da fase [F(1,38) = 0,60, $p > 0,05$], e nenhuma interação da condição x fase [F(1,38) = 1,44, $p > 0,05$] foram observados (Figura 25). Na direção ML, efeitos significantes não foram observados (Figura 26).

Figura 25 - Velocidade média do CP. Média e Desvio Padrão na direção AP.



Fonte: Produção do próprio Autor.

Figura 26 - Velocidade média do CP. Média e Desvio Padrão na direção ML.



Fonte: Produção do próprio Autor.

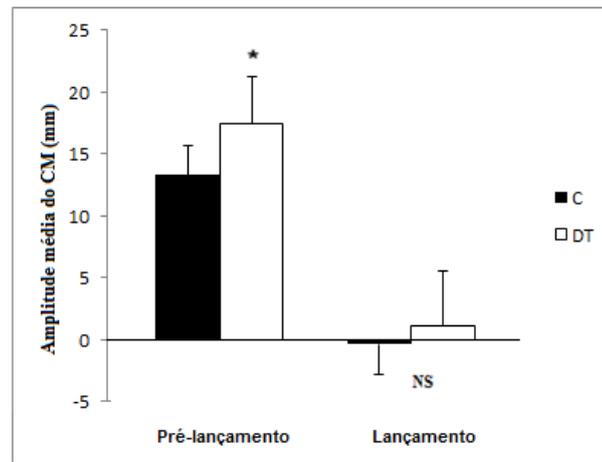
4.1.3 Análise dos deslocamentos do CM

Para a análise dos deslocamentos do CM, (Duas Condições x Duas Fases ANOVA com medidas repetidas em ambos os fatores) foram aplicados.

4.1.3.1 Análise da amplitude média do CM

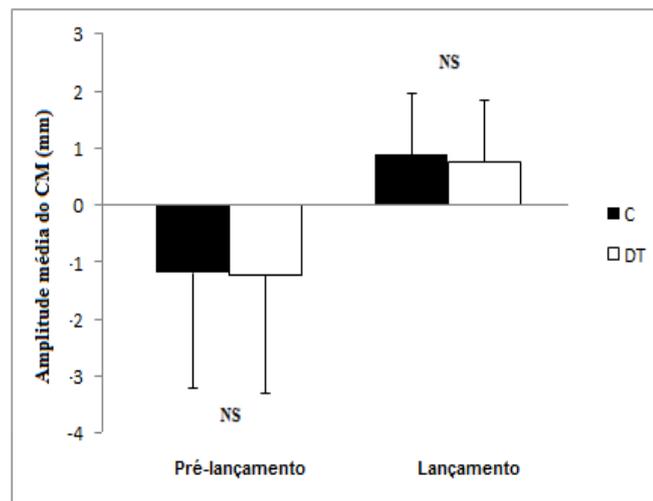
A amplitude média dos deslocamentos do CM na direção AP mostrou o principal efeito da condição [$F(1,38) = 10,50, p < 0,05$], com uma amplitude média maior para a DT do que para a condição controle. O principal efeito da fase [$F(1,38) = 108,92, p < 0,05$] foi também significativo. Entretanto, nenhuma interação da condição x fase [$F(1,38) = 2,41, p > 0,05$] foi observada (Figura 27). Na direção ML, nenhum efeito significativo foi observado (Figura 28).

Figura 27 - Amplitude média do CM. Média e Desvio Padrão na direção AP.



Fonte: Produção do próprio Autor.

Figura 28 - Amplitude média do CM. Média e Desvio Padrão na direção ML.

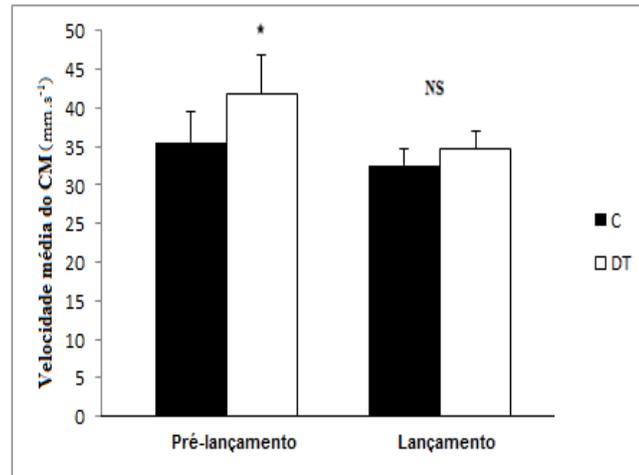


Fonte: Autor.

4.1.3.2 Análise da velocidade média do CM

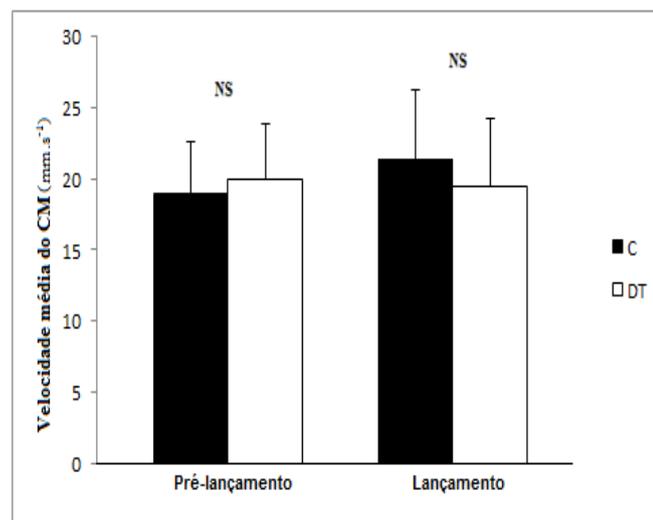
A velocidade média do deslocamento do CM na direção AP mostrou o principal efeito da condição [$F(1,38) = 12,23, p < 0,05$] com uma velocidade maior do CM para a DT do que para a condição controle. O principal efeito da fase [$F(1,38) = 23,09, p < 0,05$] também foi significativo. Entretanto, nenhuma interação condição x fase [$F(1,38) = 3,06, p > 0,05$] foi observada (Figura 29). Na direção ML, nenhum efeito significativo foi observado (Figura 30).

Figura 29 - Velocidade média do CM. Média e Desvio Padrão na direção AP.



Fonte: Produção do próprio Autor.

Figura 30 - Velocidade média do CM. Média e Desvio Padrão na direção ML.



Fonte: Produção do próprio Autor.

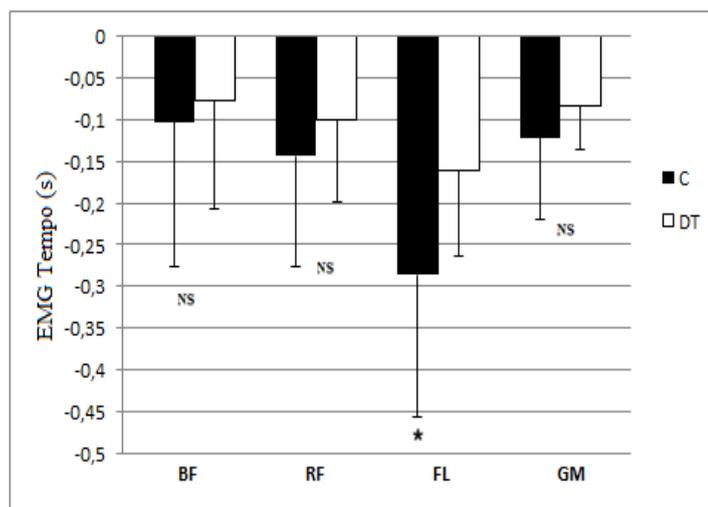
4.1.4 Análise do sinal EMG

A análise temporal da latência de ativação dos músculos posturais (Duas condições x Quatro músculos ANOVA com medidas repetidas em ambos os fatores) mostrou um efeito significativo da condição [$F(1,38) = 4,60, p < 0,05$] e músculo [$F(3,114) = 14,23, p < 0,05$]. Houve também uma significativa interação condição x músculo [$F(3,114) = 2,73, p < 0,05$].

Resultados mostraram que os músculos posturais foram ativados antes de T_0 na condição controle comparado à DT (Figura 31). Mais especificamente, a decomposição da interação em efeitos principais simples mostrou que a latência média dos músculos BF, RF, e GM não foi diferente para as condições controle e dupla-tarefa, no entanto, o músculo FL foi precocemente ativado para a condição C do que para DT [$F(1,38) = 6,18, p < 0,05$]. Estes dados sugeriram um aumento dos APAs em C do que na condição DT.

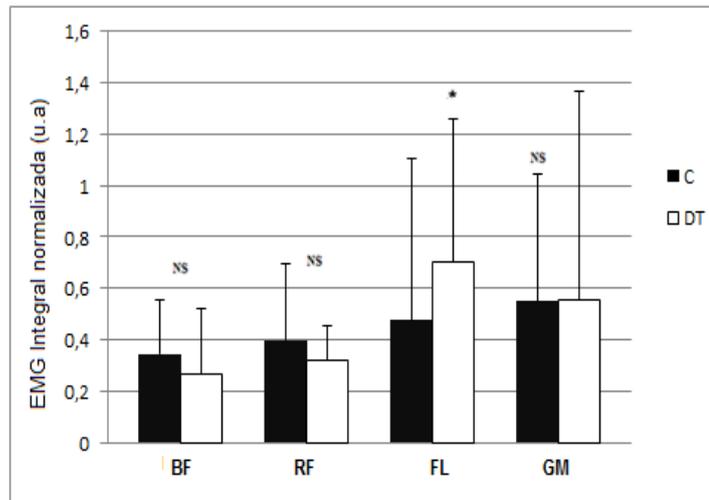
Na análise quantitativa, por meio da análise do sinal normalizado \int EMG de -100 ms a +50 ms (*one-way* ANOVAs aplicada para verificar a atividade muscular de diferentes músculos posturais), mostrou que não houve efeito na condição de DT para BF, RF e GM ($p > 0,05$). Por outro lado, o músculo FL mostrou uma pequena integral normalizada da atividade EMG no controle do que na condição de dupla-tarefa [$F(1,38) = 6,44, p < 0,05$], sugerindo menor produção dos APAs e conseqüentemente nas modificações antecipatórias deste grupamento muscular na condição controle do que em dupla-tarefa (Figura 32). Os valores p significativos entre quatro músculos (BF, RF, GM, FL) e duas condições (C e DT).

Figura 31 - Média e Desvio Padrão da análise do tempo de latência de ativação dos músculos BF, RF, FL, GM.



Fonte: Produção do próprio Autor.

Figura 32 - Média e Desvio Padrão da iEMG das modificações antecipatórias dos músculos BF, RF, FL, GM.



Fonte: Produção do próprio Autor.

4.1.5 Discussão do Experimento 1 - DUPLA-TAREFA

Como esperado, a condição de DT acarretou numa diminuição da performance do lançamento de precisão, confirmando que a tarefa auditiva utilizada para induzir a sobrecarga cognitiva foi o suficiente para modificar a performance. Estes resultados, em acordo com pesquisas anteriores (CARR et al., 2013; EBERSBACH et al., 1995; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003; TEASDALE et al., 1993), suportaram a hipótese de que a performance performance do movimento de lançamento de precisão é prejudicada com a implementação de uma carga cognitiva adicional.

Mais especificamente, as análises da duração do lançamento mostraram que os participantes dispenderam maior tempo para a preparação do movimento na condição DT do que na condição C. Reciprocamente, eles dispenderam mais tempo para a execução do movimento na condição C do que em DT. Com uma carga cognitiva adicional, os participantes dedicaram mais tempo para a preparação do movimento e menos tempo para a execução efetiva do mesmo.

Estes achados estão de acordo com estudos prévios (CARR et al., 2013; CARSON et al., 1999; LAM et al., 2009; MÜLLER et al., 2004), mostrando que a preparação do movimento requer maiores recursos de atenção do que na execução propriamente dita, confirmando desta forma a importância da preparação da tarefa na condição de DT.

Em relação às análises dos deslocamentos do CP, os resultados mostraram que os participantes apresentaram uma maior oscilação em DT do que na condição C, como mostrado pelo aumento da amplitude e velocidade média dos deslocamentos do CP. Estas modificações foram acompanhadas por uma significativa alteração, sobretudo na direção AP (ANDERSON et al., 1998; MAKI; MCLLROY, 1996; SCHUMMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003). Embora nenhuma diferença significativa tenha sido observada na direção ML, os resultados mostraram uma tendência a um aumento da instabilidade também nesta direção.

Estes achados suportaram a hipótese que o sistema neuromuscular desenvolveria estratégias apropriadas para compensar o efeito da segunda tarefa que demandou uma atividade cerebral extra, e ainda assim realizar adequadamente o movimento de precisão enquanto manteve o equilíbrio. Resultados similares foram encontrados em outras pesquisas (ANDERSSON et al., 1998; HEIDEN; LAJOIE, 2010; HIYAMIZU et al., 2012; KERR et al., 1985; PELLECCIA, 2003; TEASDALE et al., 1993).

Neste sentido, duas estratégias, do tornozelo e do quadril, foram reconhecidas por manterem o controle postural em apoio uni ou bipodal, ou reconhecido também por se tratar de um dos principais mecanismos de restauração do controle do balanço em resposta às perturbações externas (HORAK & NASHNER, 1986; WINTER, 1996; MASSION et al., 2004). Estas estratégias provavelmente modificaram o padrão de organização postural, no qual aumentando-se a atividade dos flexores plantares, faz o CP mover-se anteriormente, ao passo que, uma maior ação dos inversores, faz o CP mover-se na direção lateral (ARUIN; LATASH, 1995 a; GATEV et al., 1999; HORAK; MACPHERSON, 1996; WINTER, 1996).

No presente experimento, as principais diferenças entre condições foram observadas durante o pré-lançamento, e APCs certamente foram gerados, principalmente na condição de DT. De fato, em condição de DT observou-se uma ação mais efetiva da estratégia do tornozelo, na qual induziu um aumento da magnitude da ação dos flexores plantares, verificado principalmente pelas respostas EMG do músculo FL, o qual induziu a um aumento na direção anterior do CP e conseqüentemente, do CM deslocando-se à frente da base de suporte (BS).

Por um lado, na condição C, os deslocamentos à frente ou para trás dos voluntários não produziram modificações significantes das forças aplicadas durante a transferência de apoio bipodal para unipodal. Por outro lado, na condição de DT, foi observado que os deslocamentos, tanto à frente quanto para trás produziram um aumento nas forças (F_x ou F_y), opondo-se ao movimento de oscilação do corpo. De qualquer maneira, observou-se que em

condição C, os deslocamentos do CP foram menores, sugerindo que o CM permaneceu mais estável dentro da BS do que em condição de DT.

De fato, a análise destes deslocamentos mostrou que o controle do CM foi necessário para realizar o movimento. Como resultado, participantes utilizaram diferentes estratégias para manter o CM dentro da BS.

Observou-se que na fase de pré-lançamento, os voluntários mantiveram seus corpos numa posição à frente, contrariamente à perturbação do movimento. Contrariamente, eles modificaram sua estratégia durante a fase de lançamento, na qual houve uma tendência ao deslocamento do corpo todo, principalmente do tronco para a posição posterior.

Em ambos os casos, o principal objetivo foi manter o CM dentro da BS, para realizar o movimento de forma eficaz. Na condição de dupla-tarefa, observou-se um aumento do deslocamento do CM principalmente durante a fase de pré-lançamento, sugerindo que um maior grupo de músculos foi necessário ser recrutado a fim de se realizar o movimento e manter o equilíbrio, especificamente nesta fase.

Adicionalmente, para determinar se a organização da atividade dos músculos posturais diferiu entre as condições C e DT, dados EMG foram utilizados para estimar os APAs e descrever mudanças na atividade muscular. Neste sentido, análise da atividade EMG de quatro diferentes músculos permitiram quantificar os APAs. Ambas as análises da atividade EMG, tanto quantitativa (ARUIN; LATASH, 1995 a,b; FUJIWARA et al., 2003; STRANG; BERG, 2007), quanto temporal (BOUISSET; ZATTARA, 1987 b; NOUGIER et al., 1999) foram previamente utilizadas para estimar os APAs.

Os diferentes padrões de resposta observados para as duas condições, que é a combinação da atividade EMG temporal e quantitativo, resultou em similares APAs. Os resultados elevados encontrados para os APAs na condição de DT, estimados pela análise quantitativa EMG, foram compensados por um decréscimo destes mesmos APAs estimados pela análise temporal do EMG; estes comportamentos sugeriram que estas duas medidas provém diferentes informações e têm ambos, portanto, que serem computados para uma correta estimativa dos APAs.

Como resultado, observou-se que uma adaptação funcional dos APAs ocorreu garantindo uma execução relativamente eficiente do movimento com a DT. Observou-se que na condição de dupla tarefa, o retardo nos APAs foi compensado por um longo período no intuito de prover mais tempo para a ação dos músculos posturais.

Estas modificações do padrão de atividade EMG foram remanescentes de estudos anteriores, mostrando a existência de uma estratégia adaptativa adotada pelos participantes

para executar a mesma tarefa em diferentes condições (ARUIN, 2002; MEZAOUR et al., 2010; STEELE, 2012; STRANG; BERG, 2007).

Geralmente admite-se que um movimento eficiente requer uma estabilidade postural. Neste sentido, o sistema neuromuscular é capaz de desenvolver estratégias específicas a fim de manter-se em condição de equilíbrio postural, sabendo-se que o controle da postura e do movimento podem requerer diferentes modos de coordenação.

Análises da coordenação postura e movimento sugeriram o uso de um único sistema central para controlar as interações dinâmicas entre os segmentos corporais durante a execução de uma tarefa de precisão. Desta forma, os achados desta pesquisa corroboraram com aqueles obtidos previamente (ARUIN; LATASH, 1995 b; CORDO; NASHNER, 1982; FRANK; EARL, 1990; MASSION et al., 2004; ROBERT et al., 2007), os quais reportaram que o componente postural frequentemente é iniciado antes do movimento, no intuito de minimizar perturbações do equilíbrio causados pelo movimento focal, neste caso o lançamento de precisão.

Os presentes resultados sugeriram um processo de controle único do movimento, em que os APAs e o movimento foram coordenados através do modo hierárquico de controle. Os músculos responsáveis por estes ajustamentos posturais foram ativados previamente àqueles que atuaram como motores (MASSION, 1992; ROBERT et al., 2007).

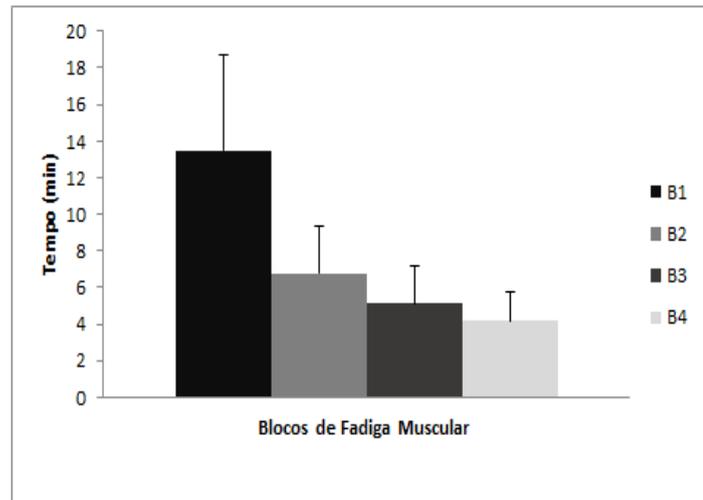
No entanto, os presentes resultados mostraram que os APAs foram ativados diferentemente, de acordo com as condições nas quais o movimento ocorreu.

4.2 EXPERIMENTO 2 – FADIGA MUSCULAR

4.2.1 Análise dos indicadores de fadiga

A análise do tempo de duração dos blocos de fadiga (Quatro séries x Três condições ANOVA com medidas repetidas em ambos os fatores) foi utilizada como parâmetro quantitativo para verificação da fadiga muscular [B1 = $13,45 \pm 5,26$ min vs. B2 = $6,77 \pm 2,52$ min vs. B3 = $5,12 \pm 2,04$ min vs. B4 = $4,16 \pm 1,63$ min; $F(6,135) = 12,31$, $p < 0,05$]. A duração do protocolo de fadiga diminuiu significativamente entre os blocos, principalmente entre o inicial=B1 e o final= B4 (62%), conforme mostrado na Figura 33.

Figura 33 – Tempo de duração dos blocos de fadiga.



Fonte: Produção do próprio Autor.

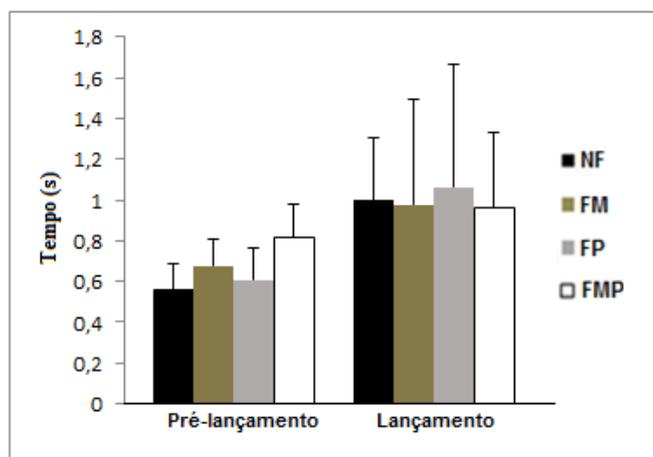
4.2.2 Análise da performance do lançamento de precisão

A precisão do lançamento (*one-way* ANOVA) mostrou uma diminuição durante as condições de fadiga se comparada à condição NF [NF = $44,48 \pm 18,30$ vs. FM = $29,04 \pm 15,90$ vs. FP = $27,57 \pm 12,10$ vs. FMP = $22,05 \pm 10,52$; $F(3,60) = 9,23$, $p < 0,05$].

O tempo do lançamento (Duas Fases x Quatro Condições ANOVA com medidas repetidas em ambos os fatores) mostrou o principal efeito da fase [$F(1,30) = 11,55$, $p < 0,05$] e condição [$F(3,90) = 4,01$, $p < 0,05$]. Uma significativa interação entre fase x condição também foi observada [$F(3,90) = 3,74$, $p < 0,05$].

A decomposição da interação em principais efeitos simples mostrou que os participantes dispenderam maior tempo para a preparação do movimento (pré-lançamento) na condição de fadiga do que de NF (Figura 34). Ambas as fases (pré-lançamento e lançamento) são apresentados com diferentes símbolos: NF (quadro negro), FM (quadro cinza), FP (quadro cinza claro), FMP (quadro branco com contorno de barras negro).

Figura 34 - Média e Desvio Padrão da duração do lançamento de precisão.



Fonte: Produção do próprio Autor.

4.2.3 Análise dos deslocamentos do CP

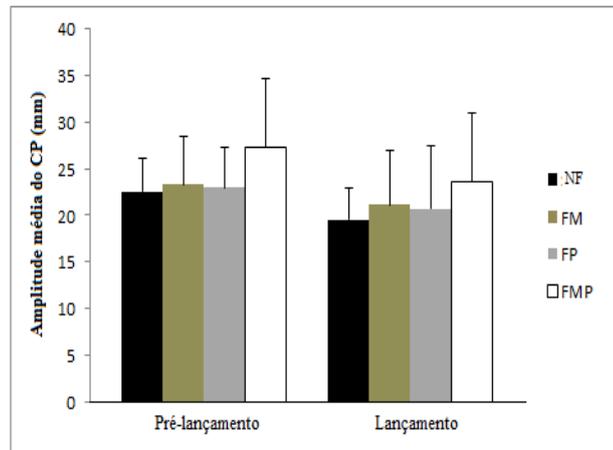
Para a análise dos deslocamentos do CP, (Quatro Condições x Duas Fases ANOVA com medidas repetidas em ambos os fatores) foram aplicados.

4.2.3.1 Análise da amplitude média do CP

Amplitude média na direção AP mostrou um principal efeito da condição [$F(3,90) = 7,81, p < 0,05$] com aumento da amplitude média para a condição FMP. O principal efeito da fase [$F(1,30) = 4,43, p < 0,05$] e a interação entre condição x fase [$F(3,90) = 7,64, p < 0,05$] foram significantes (Figura 35). A decomposição da interação em principais efeitos simples mostrou que a condição FMP apresentou maiores amplitudes, com resultados significantes, em relação às outras três condições ($p < 0,05$). Este efeito foi mais evidente na fase de pré-lançamento do que na fase de lançamento ($ps < 0,05$).

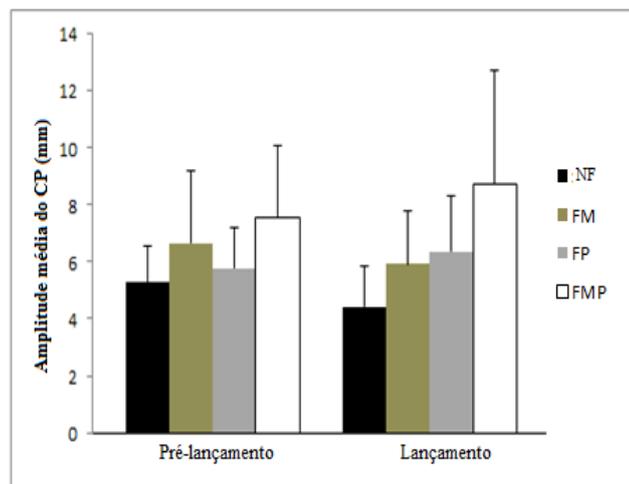
Amplitude média na direção ML mostrou um efeito da condição [$F(3,90) = 11,83, p < 0,05$] com aumento da amplitude média para a condição de fadiga. O principal efeito da fase [$F(1,30) = 5,35, p < 0,05$] e a interação condição x fase [$F(3,90) = 6,64, p < 0,05$] foram também significantes (Figura 36). A decomposição da interação em principais efeitos simples mostrou que o aumento na amplitude para FMP foi mais amplo se comparado às outras três condições ($ps < 0,05$). A condição FM produziu um maior aumento em relação às condições NF e FP, na fase de pré-lançamento ($ps < 0,05$).

Figura 35 - Amplitude média do CP. Média e Desvio Padrão na direção AP.



Fonte: Produção do próprio Autor.

Figura 36 - Amplitude média do CP. Média e Desvio Padrão na direção ML.



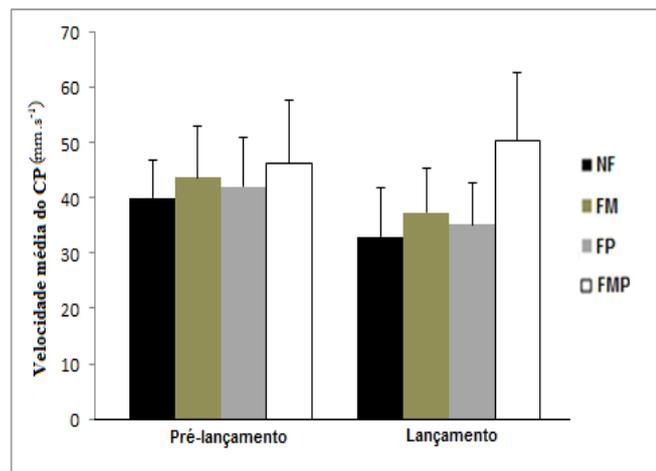
Fonte: Produção do próprio Autor.

4.2.3.2 Análise da velocidade média do CP

A velocidade média dos deslocamentos do CP na direção AP mostrou os principais efeitos da condição [$F(3,90) = 9,55, p < 0,05$] com uma rápida velocidade do CP para a condição FMP. O principal efeito da fase [$F(1,30) = 18,03, p < 0,05$] e a interação entre condição x fase [$F(3,90) = 2,97, p < 0,05$] foram também significantes (Figura 37). A decomposição da interação em principais efeitos simples mostrou uma maior velocidade média do COP para a condição FMP comparado às outras três condições ($p < 0,05$). Este efeito foi mais amplo na fase de lançamento do que na fase de pré-lançamento.

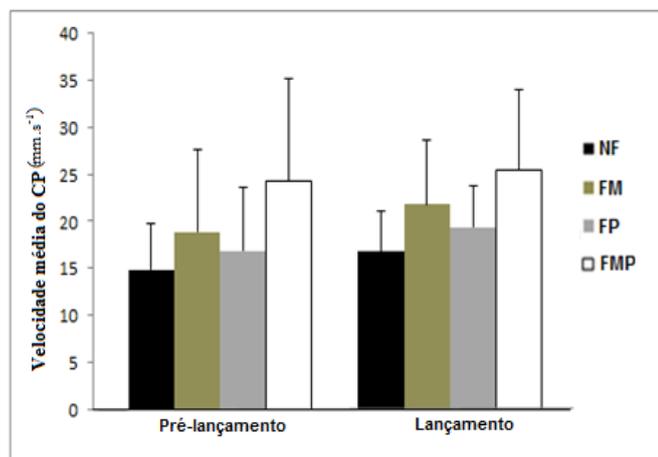
Na direção ML, um principal efeito da condição [$F(3,90) = 3,19, p < 0,05$] principalmente para a condição FMP ($p < 0,05$) com uma rápida velocidade da fase do CP foi observada. O principal efeito da fase [$F(1,30) = 4,57, p < 0,05$] e a interação entre condição x fase [$F(3,90) = 3,31, p < 0,05$] foram também significativos (Figura 38). A decomposição da interação em principais efeitos simples mostrou que a condição FMP apresentou maiores velocidades média do COP se comparado às outras três condições ($ps < 0,05$). A condição FM apresentou uma maior velocidade se comparado às condições NF e FP na fase de lançamento ($ps < 0,05$).

Figura 37 - Velocidade média do CP. Média e Desvio Padrão na direção AP.



Fonte: Produção do próprio Autor.

Figura 38 - Velocidade média do CP. Média e Desvio Padrão na direção ML.



Fonte: Produção do próprio Autor.

4.2.4 Análise dos deslocamentos do CM

Para a análise dos deslocamentos do CM, (Quatro Condições x Duas Fases ANOVA com medidas repetidas em ambos os fatores) foram aplicados.

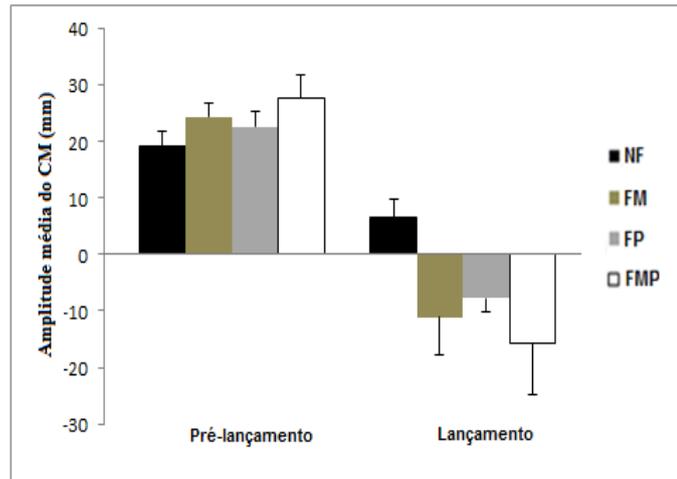
A amplitude média do deslocamento do CM foi analisada de acordo com os deslocamentos nas direções. No eixo X, valores positivos indicaram que o deslocamento foi para frente, o qual ocorreu durante a fase de pré-lançamento, entretanto, valores negativos indicaram o deslocamento para trás, caracterizando a fase de lançamento. No eixo Y, valores positivos indicaram que o deslocamento ocorreu na direção direita, por outro lado, valores negativos indicaram que o deslocamento ocorreu na direção esquerda.

4.2.4.1 Análise da amplitude média do CM

A amplitude média dos deslocamentos do CM na direção AP mostrou principal efeito da condição [$F(3,90) = 3,54, p < 0,05$] com aumento da amplitude média para a condição FMP. O principal efeito da fase [$F(1,30) = 119,1, p < 0,05$] e interação entre condição x fase [$F(3,90) = 15,61, p < 0,05$] foi significativa (Figura 39). A decomposição da interação em principais efeitos simples mostrou um aumento nos deslocamentos do CM para a condição FMP em relação à condição NF, o qual foi mais amplo na fase de lançamento do que na fase de pré-lançamento ($p_s < 0,05$).

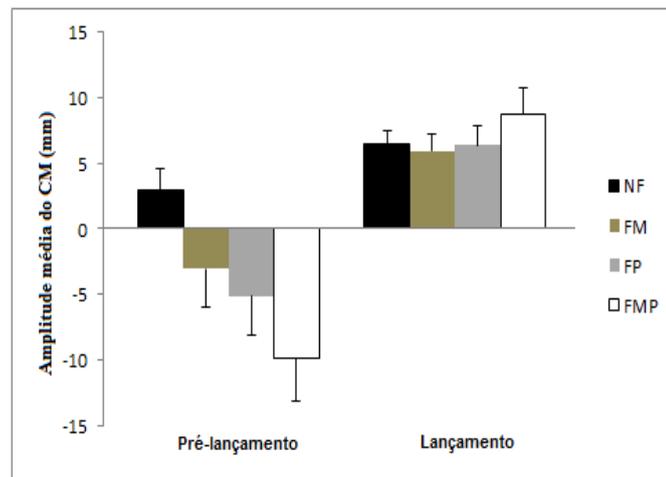
Amplitude média dos deslocamentos do CM na direção ML mostrou um principal efeito da condição [$F(3,90) = 3,14, p < 0,05$] com aumento da amplitude média para a condição FMP. O principal efeito da fase [$F(1,30) = 53,75, p < 0,05$] e a interação condição x fase [$F(3,90) = 6,06, p < 0,05$] também foram significantes (Figura 40). A decomposição da interação em principais efeitos simples mostrou um aumento na amplitude ML para a condição FMP comparado às outras três condições, o qual foi mais evidente na fase de pré-lançamento em relação à fase de lançamento ($p_s < 0,05$).

Figura 39 - Amplitude média do CM. Média e Desvio Padrão na direção AP.



Fonte: Produção do próprio Autor.

Figura 40 - Amplitude média do CM. Média e Desvio Padrão na direção ML.



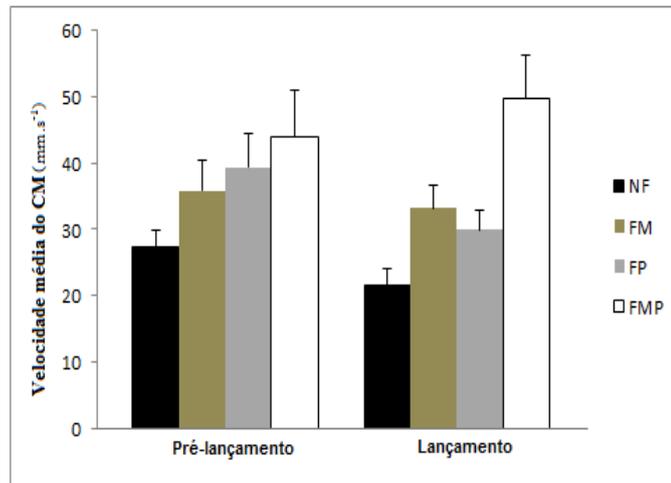
Fonte: Produção do próprio Autor.

4.2.4.2 Análise da velocidade média do CM

A velocidade média do CM na direção AP mostrou principal efeito da condição [F(3,90) = 30,23, $p < 0,05$] com maior velocidade do CM para a condição FMP. O principal efeito da fase [F(1,30) = 3,95, $p < 0,05$] e a interação condição x fase [F(3,90) = 3,04, $p < 0,05$] também foram significantes (Figura 41). A decomposição da interação em principais efeitos simples mostrou que a condição de fadiga provocou um aumento na velocidade média AP relativo à condição NF, a qual foi maior para FMP na fase de lançamento ($p < 0,05$).

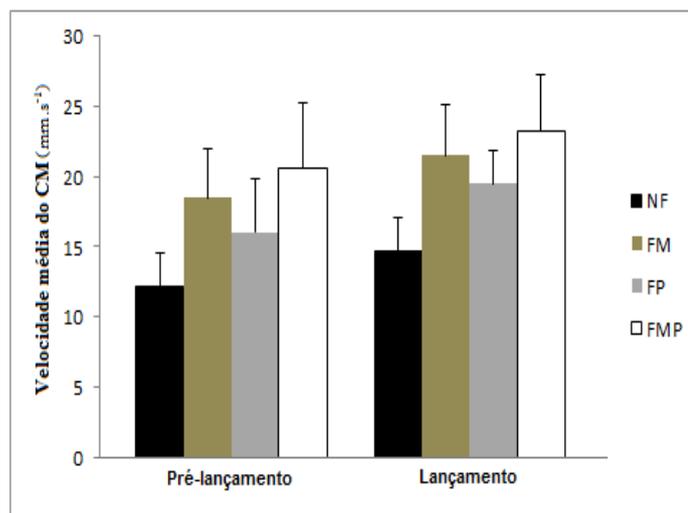
Na direção ML, principal efeito da condição [$F(3,90) = 7,58, p < 0,05$] foi mais acentuada na condição de fadiga, principalmente FMP. O principal efeito da fase [$F(1,30) = 9,91, p < 0,05$] e a interação condição x fase [$F(3,90) = 6,12, p < 0,05$] também foram significantes (Figura 42). A decomposição da interação em principais efeitos simples mostrou que a condição FMP promoveu maior aumento da velocidade do CM comparado às condições NF e FP, principalmente na fase de pré-lançamento ($p < 0,05$).

Figura 41 - Velocidade média do CM. Média e Desvio Padrão na direção AP.



Fonte: Produção do próprio Autor.

Figura 42 - Velocidade média do CM. Média e Desvio Padrão na direção ML.



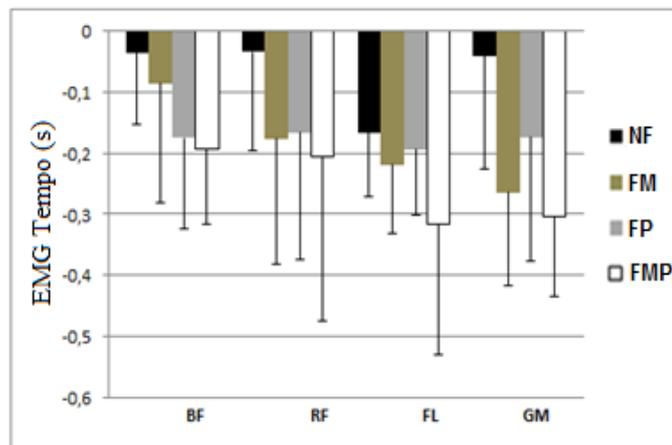
Fonte: Produção do próprio Autor.

4.2.5 Análise do sinal EMG

Análise da latência de ativação dos sinais EMG dos músculos posturais (4 condições x 4 músculos ANOVA com repetidas medidas em ambos os fatores) mostraram uma significativa interação da condição x músculo [$F(9,180) = 2,16, p < 0,05$]. O principal efeito do músculo foi também significativo [$F(3,180) = 28,72, p < 0,05$] e condição [$F(3,60) = 10,38, p < 0,05$] (Figura 43). A decomposição da interação em principais efeitos simples mostrou que a latência média de ativação para BF, FL e GM, apresentaram diferenças entre as condições.

Entretanto, não foram encontradas diferenças significantes para a latência média do músculo RF entre as quatro condições de NF, FM, FP e FMP. Esta ativação precoce do sinal EMG dos músculos BF, FL e GM sugeriram que diferentes tempos de ativação dos APAs podem ocorrer. Acima de tudo, estes dados sugeriram comportamentos diferentes dos APAs, nos quais os aumentos em condição de fadiga foram maiores do que em condição de NF.

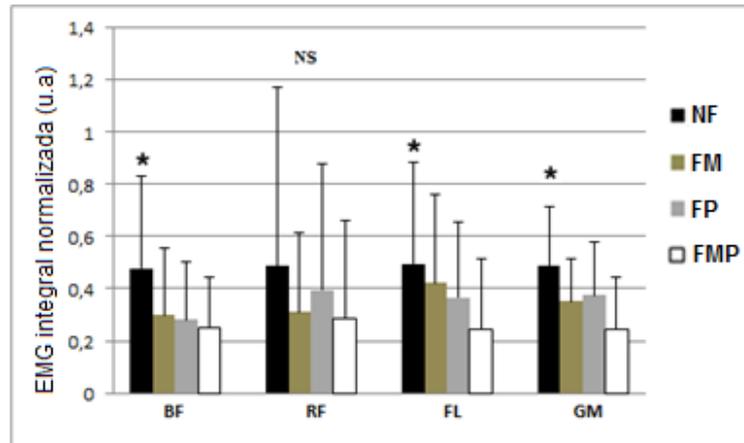
Figura 43 - Média e Desvio Padrão da análise temporal EMG dos músculos BF, RF, FL, GM.



Fonte: Produção do próprio Autor.

Análise da \int EMG de - 100 ms a + 50 ms (*one-way* ANOVAs aplicada para estimar a magnitude de força de diferentes músculos posturais) mostrou que não houve nenhum efeito da condição para RF ($p > 0,05$). Por outro lado, os músculos BF, FL, e GM mostraram um menor valor da \int EMG para as três condições de fadiga do que para a condição NF [$F(3,60) = 3,48; 3,29; e 4,73$, respectivamente, $ps < 0,05$], sugerindo menor quantidade de produção dos APAs, assim como nas modificações antecipatórias dos músculos, na condição de fadiga do que na condição NF (Figura 44).

Figura 44 - Média e Desvio Padrão da iEMG das modificações antecipatórias dos músculos BF, RF, FL, GM.



Fonte: Produção do próprio Autor.

4.2.6 Discussão do Experimento 2 – FADIGA MUSCULAR

De fato, pouco se conhece sobre a interação entre postura-movimento durante uma tarefa de precisão de membros inferiores, com os sujeitos em condição de fadiga neuromuscular.

Como esperado, a condição de fadiga, induziu a uma diminuição da performance do lançamento de precisão; confirmando que o protocolo de fadiga foi suficiente para induzir a fadiga de mmii e modificar a performance do lançamento. Estes resultados estão em acordo com estudos anteriores (APRIANTONO et al., 2006; POZZO et al., 2002; ROBERT et al., 2007; SCHMID et al., 2006; TERRIER; FORESTIER, 2009).

Análise do tempo de execução do lançamento mostrou que os participantes dispenderam menos tempo durante a fase de pré-lançamento (preparação) do que no lançamento (execução). Entretanto, durante a fase pré-lançamento, a condição FMP foi maior que as outras três condições, sugerindo que a preparação do movimento aumentou nesta condição devido à necessidade de manter-se um tempo global de execução do movimento similar principalmente à condição não-fadiga. Provavelmente, a condição FMP alterou as propriedades neuromusculares, e desta maneira ajustamentos foram necessários para realizar eficientemente o movimento (GIMMON et al., 2011; MEZAOUR et al., 2010; SCHIMD et al., 2006; TAKAHASHI et al., 2006).

Análises dos deslocamentos do CP mostraram que os participantes oscilaram mais na condição de fadiga do que em NF, de acordo com o aumento nos resultados da amplitude e velocidade média dos deslocamentos do CP, em ambas as direções. Este comportamento refletiu na precisão de acertos ao alvo, uma vez que na condição fadiga, o percentual de acertos foi menor do que na condição NF.

Como esperado, a fadiga muscular induziu a uma diminuição da estabilidade postural durante a fase de preparação do movimento; de acordo com prévios estudos (JOHNSTON et al., 1998; MEZAOUR et al., 2010; POZZO et al., 2002; REMAUD et al., 2015; SCHMID et al., 2006; STAPLEY et al., 2000; VUILLERME et al., 2002; YAGGIE; MCGREGOR, 2002). Entretanto, este comportamento não preveniu uma redução na eficácia do movimento.

Pesquisas anteriores mostraram que o SNC pode estabelecer diferentes estratégias para realizar o movimento em condições de fadiga (BONNARD et al., 1994; FORESTIER; NOUGIER, 1998; Ma; FELDMAN, 1995; MEZAOUR et al., 2010; POZZO et al., 2002; REMAUDET et al., 2015). Nestes estudos, cujo objetivo principal foi alcançar o alvo mantendo-se um movimento focal eficiente, os sujeitos realizaram séries de tarefas motoras até atingirem uma condição de fadiga muscular localizada nos músculos posturais.

Os resultados dos deslocamentos do CP (amplitude média) indicaram que os participantes aplicaram duas diferentes estratégias para manter-se em condição de equilíbrio, denominadas estratégias do quadril e do tornozelo (HORAK; NASHNER, 1986; WINTER et al., 1996). Estas estratégias modificaram o padrão da organização postural, no qual aumentando a atividade do flexor plantar moveu o CP anteriormente, e aumentando a atividade dos invertores, moveu lateralmente (ARUIN; LATASH 1995 a; GATEV et al., 1999; HORAK; McPHERSON, 1996; WINTER et al., 1996). Em condição de fadiga, observou-se um aumento na atividade dos músculos BF, FL e GM, o qual induziu um aumento dos deslocamentos do CP em ambas as direções, na tentativa de manter-se o equilíbrio.

Estes achados mostraram que: (1) o equilíbrio tem um importante papel na formação da trajetória até o alvo; (2) o SNC tem a capacidade de selecionar uma trajetória de movimento desejada e também de coordenar o sistema músculo-articular desenvolvendo estratégias diferentes que podem ser aplicadas para se alcançar o objetivo final; (3) uma alta demanda de energia mecânica foi aplicada para estes músculos posturais (BF, FL, GM), mostrando que estes grupamentos musculares tiveram um importante papel na manutenção do equilíbrio, os quais também atuaram na minimização da quantidade do torque produzido em apoio unipodal, principalmente o FL. Portanto, a estratégia do tornozelo foi a mais utilizada, e ativa

principalmente na fase de pré-lançamento, de acordo com os resultados encontrados na magnitude dos deslocamentos na direção anterior do CP.

Por um lado, na condição não-fadiga, não houve nenhuma modificação das forças aplicadas durante a transferência de apoio bi para unipodal. Por outro lado, nas condições de fadiga, principalmente quando ambos os membros foram fadigados (FMP), observou-se que estes deslocamentos produziram um aumento nas forças produzidas nos planos sagital e frontal (F_x , F_y), opondo-se ao movimento de oscilação do corpo, consequência de um aumento da instabilidade na condição fadiga.

Análises dos deslocamentos do CM mostraram que os participantes apresentaram diferentes comportamentos no intuito de manterem-se mais estáveis possíveis na base de suporte.

Na fase pré-lançamento, os voluntários mantiveram seus corpos numa posição anterior; consequentemente, houve uma tendência ao deslocamento do corpo para a direção esquerda, no plano frontal. Entretanto, este comportamento foi modificado durante a fase de lançamento, na qual houve uma tendência, no plano sagital, de deslocamento posterior do corpo.

Estes deslocamentos foram gerados contrariamente à perturbação do movimento, e foram aplicados para manter um melhor equilíbrio possível (CRENNA et al., 1987; HILT et al., 2016; HORAK; NASHNER, 1986; KANEKAR et al., 2008; ROBERT et al., 2007). Além do mais, no plano frontal, observou-se que para manter o equilíbrio durante a fase de lançamento, os voluntários deslocaram preferencialmente o corpo na direção direita.

Os resultados dos deslocamentos do CM confirmaram a hipótese de que o sistema neuromuscular adotou diferentes estratégias para manter-se em equilíbrio e ao mesmo tempo realizar o movimento. Neste contexto, os resultados também são consistentes com pesquisas anteriores, mostrando que com a fadiga houve dificuldade em manter-se em apoio unipodal, provavelmente devido a um aumento da rigidez do sistema neuromuscular (GEFEN et al., 2002; GIMMON et al., 2011; GRIBBLE; HERTEL, 2004; LEE et al., 2000).

No entanto estratégias específicas foram adotadas para a realização dos movimentos, ressaltando-se que a fadiga aguda periférica pode ter influenciado a capacidade dos músculos em produzir o torque necessário para controlar os movimentos oscilatórios do CM.

Para determinar se a organização da atividade dos músculos posturais foi diferente entre as condições de fadiga e NF; análises da atividade EMG quantitativa (ARUIN, 2002; ARUIN; LATASH a,b; FUJIWARA et al., 2003; STRANG; BERG, 2007) e temporal (BOUISSET;

ZATTARA, 1987 b; DEHAIL et al., 2007) foram usadas para verificar os APAs e descrever possíveis modificações na atividade muscular.

Os resultados da combinação dos dados quantitativos e temporal da atividade EMG, mostraram que diferentes padrões de respostas foram observados para as quatro condições, porém resultou em similar APAs, sugerindo que uma adaptação funcional dos APAs ocorreu com a fadiga, garantindo uma execução relativamente eficiente do movimento mesmo com fadiga. Com a fadiga, a diminuição da produção de força muscular, estimada pela análise do sinal da iEMG, foi compensada por um aumento no tempo de ativação dos músculos posturais, estimado pela análise temporal do EMG (DEHAIL et al., 2007; JARIC et al., 1997; STRANG; BERG, 2007; VUILLERME et al., 2002).

Estas modificações do padrão de atividade EMG foram remanescentes de estudos prévios mostrando a existência de uma estratégia adaptativa pelos voluntários para executar a mesma tarefa em diferentes condições de fadiga (ARUIN, 2002; STRANG & BERG, 2007; MEZAOUR et al., 2010).

É admitido em geral que um movimento eficiente requer uma adequada estabilidade postural. Neste sentido, movimento e controle postural podem requerer diferentes modos de coordenação, dependendo das condições.

No presente estudo, os resultados mostraram que o equilíbrio e componentes focais do movimento foram funcionalmente difíceis de dissociar, sugerindo desta forma, o uso de um sistema de comando simples, através do chamado modo hierárquico de controle.

Estes resultados estão em acordo com estudos anteriores mostrando que o SNC teve um sistema de controle para interações dinâmicas entre os segmentos corporais durante a performance eficaz da tarefa (ARUIN; LATASH, 1995 a,b; CASELLATO et al., 2012; ECKERLE et al., 2011; FORESTIER; NOUGIER, 1998; FRANK; EARL, 1990; HILT et al., 2016; KELSO et al., 1991; MASSION, 1992; MASSION et al., 2004; ROBERT et al., 2007).

5 CONCLUSÃO

Por meio das variáveis dependentes investigadas nesta pesquisa, foi possível compreender a análise do controle postural e muscular do lançamento de precisão no futebol em condições de DT e fadiga neuromuscular. Os resultados dos parâmetros biomecânicos analisados mostraram que a postura é dependente do movimento, seja na preparação quanto na execução propriamente dita.

Diferentes estratégias foram adotadas para realizar a mesma tarefa de precisão, confirmando uma das hipóteses levantadas, de que o sistema neuromuscular é capaz de desenvolver estratégias específicas para manter-se em condição de equilíbrio postural e ainda executar o movimento de precisão. Observou-se que os APAs foram ativados simultaneamente ao movimento focal, entretanto, as diferentes condições modificaram a maneira com que os APAs foram ativados, enfatizando portanto que os aspectos cognitivo, postural e motor trabalharam dependentemente.

Neste sentido, o papel dos APAs foi altamente suscetível às demandas da tarefa. Os resultados do presente estudo sugeriram que os padrões de resposta dos APAs são regidos pelo estado inicial do sistema, da magnitude da perturbação criada pelo movimento e das oscilações corporais. Acredita-se, portanto, que estas observações levaram à questões fundamentais que tratam da interdependência entre os diferentes níveis de organização necessários para um movimento adaptável e otimizado.

Portanto, a investigação das estratégias de organizações postural e motoras utilizadas pelos indivíduos durante uma tarefa de precisão de mmii, pode auxiliar como ferramenta importante na verificação do funcionamento do sistema somatosensorial por meio da integração da análise das variáveis dependentes, seja no acompanhamento técnico ou no processo de reabilitação física e prevenção de lesões específicas do futebol, decorrentes principalmente das situações de fadiga neuromuscular.

Enfim, espera-se que o método para investigação da coordenação da postura e movimento desenvolvido nesta pesquisa possa ser aplicado não somente no futebol, mas em outras modalidades desportivas, bem como para análise de situações do cotidiano, às quais possam requerer sobretudo movimentos de precisão de mmii.

REFERÊNCIAS

- ABBISS, C.R.; LAURSEN, P.B. Models to explain fatigue during prolonged endurance cycling. **Sports Medicine**, v. 35, n. 10, p. 865-898, 2005.
- ACIERNO, S.P.; BARATTA, R.V.; SOLOMONOW, M. **A practical guide to electromyography for biomechanists**. Louisiana State University, 1995.
- ADKIN, A.L.; FRANK, J.S.; CARPENTER, M.G.; PEYSAR, G.W. Fear of falling modifies anticipatory postural control. **Experimental Brain Research**, v. 143, n. 2, p. 160-170, mar. 2002.
- ALLEN, T.J.; LEUNG, M.; PROSKE, U. The effect of fatigue from exercise on human limb position sense. **The Journal of Physiology**, v. 588, n. 8, p. 1369-1377, apr. 2010.
- AMADIO, A.C.; DUARTE, M. **Fundamentos biomecânicos para análise do movimento humano**. São Paulo: EEFUSP, 1996.
- AMADIO, A.C.; SERRÃO, J.C. Contextualização da biomecânica para a investigação do movimento: fundamentos, métodos e aplicações para análise da técnica esportiva. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, São Paulo, v.21, p. 61-85, dez. 2007.
- AMANN, M.; DEMPSEY, J.A. Locomotor muscle fatigue modifies central motor drive in healthy humans and imposes a limitation to exercise performance. **Journal of Physiology**, v. 586, n. 1, p. 161-73, jan. 2008.
- AMENT, W.; VERKERKE, G. Exercise and fatigue. **Sports Medicine**, v. 39, n. 5, p. 389-422, 2009.
- AMORIM, C.F. **Avaliação do sincronismo do sinal eletromiográfico com o equilíbrio dinâmico de jogadores de futebol durante o chute**. 2012. 103 f. Dissertação (Tese em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá. Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2012.
- ANDERSSON, G.; YARDLEY, L.; LUXON, L. A dual-task study of interference between mental activity and control of balance. **The American Journal of Otology**, v. 19, n. 5, p. 632-637, sept. 1998.
- APRIANTONO, T.; NUNOME, H.; IKEGAMI, Y.; SANO, S. The effect of muscle fatigue on instep kicking kinetics and kinematics in association football. **Journal of Sports Sciences**, v. 24, n. 9, p. 951-960, sept. 2006.
- ARMIERI, A.; HOLMES, J.D.; SPAULDING, S.J.; JENKINS, M.E.; JOHNSON, A.M. Dual task performance in a healthy young adult population: Results from a symmetric manipulation of task complexity and articulation. **Gait and Posture**, v. 29, n. 2, p. 346-348, feb. 2009.
- ARRUIN, A. The effect of changes in the body configuration on anticipatory postural adjustments. **Motor Control**, v. 7, n. 3, p. 264-277, jul. 2003.

ARUIN, A.S. The Organization of Anticipatory Postural Adjustments. **Journal of Automatic Control**. University of Belgrade, v. 12, n. 1, p. 31-37, 2002.

ARUIN, A.S.; FORREST, W.R.; LATASH, M.L. Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 109, n. 4, p. 350-359, aug. 1998.

ARUIN, A.S.; LATASH, M.L. Directional specificity of postural muscles in feedforward postural reactions during fast voluntary arm movements. **Experimental Brain Research**, v. 103, n. 2, p. 323-332, mar. 1995a.

ARUIN, A.S.; LATASH, M.L. The role of motor action in anticipatory postural adjustments studied with self-induced and externally triggered perturbations. **Experimental Brain Research**, v. 106, n. 2, p. 291-300, jan. 1995b.

ASAKA, T.; WANG, Y.; FUKUSHIMA, J.; LATASH, M.L. Learning effects on muscle modes and multi-mode postural synergies. **Experimental Brain Research**, v. 184, n. 3, p. 323-338, jan. 2008.

ASCENSÃO, A.; MAGALHÃES Jr.; OLIVEIRA, J.; DUARTE, J.; SOARES, J. Fisiologia da fadiga muscular. Delimitação conceptual, modelos de estudo e mecanismos de fadiga de origem central e periférica. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, v. 3, n. 1, p. 108-123, 2003.

AUGUSTUS, S.; MUNDY, P.; SMITH, N. Support leg action can contribute to maximal instep soccer kick performance: an intervention study. **Journal of Sports Sciences**, v. 8, p. 1-10, mar. 2016.

BACSI, A.M.; COLEBATCH, J.G. Evidence for reflex and perceptual vestibular contributions to postural control. **Experimental Brain Research**, v. 160, n. 1, 22-28, jan. 2005.

BARBIERI, G.; GISSOT, A.S.; FOUQUE, F.; CASILLAS, J.M.; POZZO, T.; PERENNOU, D. Does proprioception contribute to the sense of verticality? **Experimental Brain Research**, v. 185, n. 4, 545-552, mar. 2008.

BARELA, A.M.; DUARTE, M. Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana. **Brazilian Journal of Motor Behavior**, v.6, n.3, p.56-61, 2011.

BARFIELD, W.R. The biomechanics of kicking in soccer. **Clinical Sports Medicine**, Charleston, v. 17, n. 4, p. 711-728, oct. 1998.

BARONI, B.M.; WIEST, M.J.; GENEROSI, R.A.; VAZ, M.A.; LEAL Jr., E.C.P. Effect of muscle fatigue on posture control in soccer players during the short-pass movement. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v. 13, n. 5, p. 348-353, mar. 2011.

BARRY, K.; ENOKA, R. The neurobiology of muscle fatigue: 15 years later. **Integrative and Comparative biology**, v. 47, n. 4, p. 465-473, jun. 2007.

BATENI, H.; ZECEVI, A.; McLLROY, W.E.; MAKI, B.E. Resolving conflicts in task demands during balance recovery: Does holding an object inhibit compensatory grasping? **Experimental Brain Research**, v. 175, n. 1, p. 49-58, jul. 2004.

BELL, J.; BOLANOWSKI, S.; HOLMES, M.H. The structure and function of Pacinian corpuscles: A review. **Progress in Neurobiology**, v. 42, n. 1, p. 79-128, jan. 1994.

BELL, J.J.; HARDY, J. Effects of attentional focus on skilled performance in golf. **Journal of Applied Sport Psychology**, v. 21, n. 2, p. 163-177, apr. 2009.

BERAUD, P.; GAHERY, Y. Relationships between the force of voluntary leg movements and the associated postural adjustments. **Neuroscience Letters**, v. 194, n. 3, p. 177-180, jul. 1995.

BERGER, L.L.; REGUEME, S.C.; FORESTIER, N. Unilateral lower limb muscle fatigue induces bilateral effects on undisturbed stance and muscle EMG activities. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 20, n. 5, 947-952, oct. 2010.

BERNSTEIN, N. **The Coordination and Regulation of Movement**. Pergamon Press: London, 1967.

BERRET, B.; BISIO, A.; JACONO, M.; POZZO, T. Reach endpoint formation during the visuomotor planning of free arm pointing. **European Journal of Neuroscience**, v. 40, n. 10, p. 3491-3503, nov. 2014.

BERRET, B.; JEAN, F. Why Don't We Move Slower? The Value of Time in the Neural Control of Action. **Journal of Neuroscience**, v. 36, n. 4, p. 1056-1070, jan. 2016.

BERRIGAN, F.; SIMONEAU, M.; MARTIN, O.; TEASDALE, N. Coordination between posture and movement: Interaction between postural and accuracy constraints. **Experimental Brain Research**, v. 170, n. 2, p. 255-264, apr. 2006.

BONNARD, M.; SIRIN, A.; ODDSSON, L.; THORSTENSSON, A. Different strategies to compensate for the effects of fatigue revealed by neuromuscular adaptation processes in humans. **Neurosciences Letters**, v.166, n. 1, p. 101-105, jan. 1994.

BORG, G. Psychological scaling with applications in physical work and the perception of exertion. **Scandinavian Journal of Work, Environment & Health**, v. 16, Suppl. 1, p. 55-58, 1990.

BOUISSET, S. Relationship between postural support and intentional movement: biomechanical approach. **Archives Internationales de Physiologie, de Biochimie et de Biophysique**, v. 99, n. 5, A77-92, sep. 1991.

BOUISSET, S.; ZATTARA, M. Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. **Journal of Biomechanics**, v. 20, n. 8, p. 735-742, 1987b.

BOUISSET, S.; ZATTARA, M. **Segmental movement as a perturbation to balance? Facts and concepts**. In: J.L. Winters and S.L.Y. Woo (Eds). *Multiple muscle systems: Biomechanics and movement organization*. Springer Verlag, New York, p. 498-502, 1990.

BOYAS, S.; GUEVEL, A. Neuromuscular fatigue in healthy muscle: underlying factors and adaptation mechanisms. **Annals of Physical and Rehabilitation Medicine**, v. 54, n. 2, p. 88-108, mar. 2011.

BRAUER, S.G.; BROOME, A.; STONE, C.; CLEWETT, S.; HERZIG, P. Simplest tasks have greatest dual task interference with balance in brain injured adults. **Human Movement Science**, v. 23, n. (3-4), p. 489-502, oct. 2004.

BROWN, J.E.; FRANK, J.S. Influence of event anticipation of postural actions accompanying voluntary movement. **Experimental Brain Research**, v. 67, n. 3, p. 645-650, 1987.

BURLEIGH, A.; HORAK, F. Influence of instruction, prediction, and afferent sensory information on the postural organization of step initiation. **Journal of Neurophysiology**, v. 75, n. 4, p. 1619-1628, apr. 1996.

CÂNDIDO, C.R.C.; FAQUIN, B.S.; OKAZAKI, V.H. Análise da hipótese de restrição da ação e do efeito do foco de atenção em tarefa de equilíbrio em plataforma instável. **Journal of Physical Education**, v. 23, n. 4, p. 655-662, 4 trim. 2012.

CARON, O. Effects of local fatigue of the lower limbs on postural control and postural stability in standing posture. **Neuroscience Letters**, v. 340, n. 2, p. 83-86, apr. 2003.

CARR, B.M.; ETNIER, J.L.; FISCHER, K.M. Examining the time course of attention in a soccer kick using a dual task paradigm. **Human Movement Science**, v. 32, n. 1, p. 240-248, feb. 2013.

CARSON, R.C.; CHUA, R.; BYBLOW, W.D.; POON, P.; SMETHURST, C.J. Changes in posture alter the attentional demands of voluntary movement. **Proceedings of the Royal Society London Series B**, v. 266, n. 1421, p. 853-857, apr. 1999.

CARVALHO, R.L.; ALMEIDA, G.L. Aspectos sensoriais e cognitivos do controle postural. **Revista Neurociências** (in press), 2008.

CASELLATO, C.; TAGLIABUE, M.; PEDROCCHI, A.; PAPAXANTHIS, C.; FERRIGNO, G.; POZZO, T. Reaching while standing in microgravity: a new postural solution to oversimplify movement control. **Experimental Brain Research**, v. 216, n. 2, p. 203-215, jan. 2012.

CASTANEDA, B.; GRAY, R. Effects of focus of attention on baseball batting performance in players of differing skill levels. **Journal of Sport and Exercise Psychology**, v. 29, n. 1, p. 60-77, feb. 2007.

CÈ, E.; RAMPICHINI, S.; AGNELLO, L.; LIMONTA, E.; VEICSTEINAS, A.; ESPOSITO, F. Effects of temperature and fatigue on the electromechanical delay components. **Muscle Nerve**, v. 47, n. 4, p. 566-576, mar. 2013.

CHABRAN, E.; MATON, B.; FOURMENT, A. Effects of postural muscle fatigue on the relation between segmental posture and movement. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 12, n. 1, p. 67-79, feb. 2002.

CHIVIACOWSKY, S.; WULF, G.; LEWTHWAITE, R. Self-Controlled Feedback in 10-Year-Old Children: Higher Feedback Frequencies Enhance Learning, **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 79, n. 1, p. 122-127, mar. 2008.

CIFREK, M.; MEDVED, V.; TONKOVIC, S.; OSTOJIC, S. Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. **Clinical Biomechanics**, v. 24, n. 4, p. 327-340, may. 2009.

CORBEIL, P.; BLOUIN, J.; BÉGIN, F.; NOUGIER, V.; TEASDALE, N. Perturbation of the postural control system induced by muscular fatigue. **Gait and Posture**, v. 18, n. 2, p. 92-100, oct. 2003.

CORDO, P.J.; NASHNER, L.M. Properties of postural adjustments associated with rapid arm movements. **Journal of Neurophysiology**, v. 47, n. 2, p. 287-302, feb. 1982.

CRENNA, P.; FRIGO, C.; MASSION, J.; PEDOTTI, A. Forward and backward axial synergies in man. **Experimental Brain Research**, v. 65, n. 3, p. 538-548, feb. 1987.

DAVIDS, K.; BENNETT, S.; NEWELL, K. (Eds) **Movement system variability**. Campaign, II: Human Kinetics, 2006.

DAVIS, J.M.; BAILEY, S.P. Possible mechanisms of central nervous system fatigue during exercise. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 29, n. 1, p. 45-57, jan. 1997.

De LUCA, C.J. The Use of Surface Electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 13, n. 2, p. 135-163, may. 1997.

De LUCA, C.J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 13, n. 2, p. 135-163, jan. 2006.

DEHAIL, P.; BESTAVEN, E.; MULLER, F.; MALLET, A.; ROBERT, B.; BOURDEL-MARCHASSON, I. Kinematic and electromyographic analysis of rising from a chair during a "Sit-to-Walk" task in elderly subjects: Role of strength. **Clinical Biomechanics**, v. 22, n. 10, p. 1096-1103, dec. 2007.

Di FABIO, R.P. Reliability of computerized surface electromyography for determining the onset of muscle activity. **Physical Therapy**, v. 67, n. 1, p. 43-48, jan. 1987.

DIMITROVA, D.; HORAK, F.; NUTT, J. Postural muscle responses to multidirectional translations in patients with Parkinson's disease. **Journal of Neurophysiology**, v. 91, n. 1, p. 489-501, jan. 2004.

Do, M.C.; NOUILLOT, P.; BOUISSET, S. Is balance or posture at the end of voluntary movement programmed? **Neuroscience Letters**, v. 130, n. 1, p. 9-11, sep. 1991.

DOIX, A.M.; LEFEVRE, F.; COLSON, S.S. Time course of the cross-over effect of fatigue on the contralateral muscle after unilateral exercise. **Plos one**, v. 8, n. 5, p. 1-8, may. 2013.

DUARTE, M.; FREITAS, S.M.S.F. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v.14, n. 3, p. 183-92, 2010.

DUARTE, M.; MOCHIZUKI, L. **Análise estabilográfica da postura ereta humana**. In: Teixeira, L.A. Avanços em comportamento motor. Rio Claro, São Paulo, Movimento: p. 88-121, 2001.

EBERSBACH, G.; DIMITRIJEVIC, M.R.; POEWE, W. Influence of concurrent tasks on gait: a dual-task approach. **Perceptual and Motor Skills**, v. 81, n. 1, p. 107-113, aug. 1995.

ECKERLE, J.J.; BERG, W.P.; WARD, R.M. The effect of load uncertainty on anticipatory muscle activity in catching. **Experimental Brain Research**, v. 220, n. 3-4, p. 311-318, aug. 2011.

ENOKA, R.M. **Bases neuromecânicas da cinesiologia**. São Paulo: Manole. 2000.

ENOKA, R.M. **Neuromechanics of Human Movement**. Champaign, IL: Human Kinetics, 2008.

ENOKA, R.; DUCHATEAU, J. Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. **Journal of Physiology**, v. 586, n. 1, p. 11-23, jan. 2008.

ENOKA, R.; STUART, D. Neurobiology of muscle fatigue. **Journal of Applied Physiology**, v. 72, n. 5, p. 1631-1648, may. 1992.

ERVILHA, U. F.; DUARTE, M.; AMADIO, A. C. Estudo sobre procedimento de normalização do sinal eletromiográfico durante o movimento humano. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 3, n. 1, p. 15-20, jun. 1998.

FITTS, R.H. Cellular, molecular, and metabolic basis of muscle fatigue. In: **Handbook of physiology**, Bethesda: V.B. Books, 1996. 1150-1183 p.

FORESTIER, N.; NOUGIER, V. The effects of muscular fatigue on the coordination of a multijoint movement in human. **Neuroscience Letters**, v. 252, n. 3, p. 187-190, aug. 1998.

FORSELL, C.; HALVORSEN, K. A method for determining minimal sets of markers for the estimation of center of mass, linear and angular momentum. **Journal of Biomechanics**, v. 42, n. 3, p. 361-365, feb. 2009.

FRANK, J.S.; EARL, M. Coordination of Posture and Movement. **Physical Therapy**, v. 70, n. 12, p. 855-863, dec. 1990.

FREITAS, S.M.; DUARTE, M. Joint coordination in young and older adults during quiet stance: effect of visual feedback of the center of pressure. **Gait and Posture**, v. 35, n. 1, p. 83-87, jan. 2012.

FROYD, C.; BELTRAMI, F.G.; MILLET, G.Y.; NOAKES, T.D. Central Regulation and Neuromuscular Fatigue during Exercise of Different Durations. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 48, n. 6, p. 1024-1032, jun. 2016.

FUJIWARA, K.; TOYAMA, H.; KUNITA, K. Anticipatory activation of postural muscles associated with bilateral arm flexion in subjects with different quiet standing positions, **Gait and Posture**, v. 17, n. 3, p. 254-263, jun. 2003.

GAHERY, Y. Associated movements, postural adjustments and synergies: some comments about the history and significance of three motor concepts. **Archives Italiennes de Biologie**, v. 125, n. 4, p. 345-360, oct. 1987.

GANDEVIA, S.C. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. **Physiology Reviews**, v. 81, n. 4, p. 725-789, oct. 2001.

GATEV, P.; THOMAS, S.; KEPPLER, T.; HALLET, M. Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. **The Journal of Physiology**, v. 514, n. 3, p. 915-928, feb. 1999.

GEFEN, A.; MEGIDO-RAVID, M.; ITZCHAK, Y.; ARCAN, M. Analysis of muscular fatigue and foot stability during high heeled gait. **Gait and Posture**, v. 15, n. 1, p. 56-63, feb. 2002.

GERBINO, P.G.; GRIFFIN, E.; ZURAKOWSKI, D. Comparison of standing balance between female collegiate dancers and soccer players. **Gait and Posture**, v. 26, n. 4, p. 501-507, oct. 2007.

GEURTS, A.C.; NIENHUIS, B.; MULDER, T.W. Intra subject variability of selected force-platform parameters in the quantification of postural control. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 74, n. 11, p. 1144-1150, nov. 1993.

GIANNESINI, B.; COZZONE, P.J.; BENDAHAN, D. Non-invasive investigations of muscular fatigue: metabolic and electromyographic components. **Biochimie**, v. 85, n. 9, p. 873-883, sep. 2003.

GIMMON, Y.; RIEMER, R.; ODDSSON, L.; MELZER, I. The effect of plantar flexor muscle fatigue on postural control. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 21, n. 6, p. 922-928, dec. 2011.

GIOFTSIDOU, A.; MALLIOU, P.; PAFIS, G.; BENEKA, A.; GODOLIAS, G.; MAGANARIS, C.N. The effects of soccer training and timing of balance training on balance ability. **European Journal of Applied Physiology**, v. 96, n. 6, p. 659-664, apr. 2006.

GIROLAMI, G.L.; SHIRATORI, T.; ARUIN, A.S. Anticipatory postural adjustments in children with typical motor development. **Experimental Brain Research**, v. 205, n. 2, p. 153-165, aug. 2010.

GOMES, W.B.B.; BARTHOLOMEU NETO, J.; ASSUMPÇÃO, C.O.; FRAGA, C.H.W.; BIANCO, R.; TONELLO, L.; SALES, M.M.; ASANO, R.Y. Influência da fadiga no

equilíbrio do pé de apoio de jogadores de futebol. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, v. 27, n. 1, p. 75-81, jan-mar. 2013.

GOSSELIN, G.; RASSOULIAN, H.; BROWN, I. Effects of neck extensor muscles fatigue on balance. **Clinical Biomechanics** (Bristol, Avon). v. 19, n. 5, p. 473-479, jun. 2004.

GREIG, M.; SIEGLER, J. Soccer-Specific Fatigue and Eccentric Hamstrings Muscle Strength. **Journal of Athletic Training**, v. 44, n. 2, p. 180-184, feb. 2009.

GRECO, C.C.; SILVA, W.L.; CAMARDA, S.R.A.; DENADAI, B.S. Fatigue and rapid hamstring/quadriceps force capacity in professional soccer players. **Clinical Physiology Functional Imaging**, v. 33, n. 1, p. 18-23, jan. 2013.

GRIBBLE, P.; HERTEL, J. Effect of hip and ankle muscle fatigue on unipedal postural control. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 14, n. 6, p. 641-646, dec. 2004.

GURFINKEL, V.S.; LIPSHITS, M.I.; LESTIENNE, F. Anticipatory neck muscle activity associated with rapid arm movement. **Neuroscience Letters**, v. 94, n. (1-2), p. 104-108, nov. 1988.

GUTIERREZ-FAREWIK, E.M.; BARTONEK, A.; SARASTE, H. Comparison and evaluation of two common methods to measure center of mass displacement in three dimensions during gait. **Human Movement Science**, v. 25, n. 2, p. 238-256, apr. 2006.

HADDERS-ALGRA, M.; BROGREN, E.; FORSSBERG, H. Training affects the development of postural adjustments in sitting infants. **Journal of Physiology**, v. 493, (pt p. 289-98, may. 1996.

HALPERIN, I.; COPITHORNE, D.; BEHM, D.G. Unilateral isometric muscle fatigue decreases force production and activation of contralateral knee extensors but not elbow flexors. **Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism**, v. 39, n. 12, p. 1338-1344, dec. 2014.

HALVORSEN, K.; ERIKSSON, M.; GULLSTRAND, L.; TINMARK, F.; NILSSON, J. Minimal marker set for center of mass estimation in running. **Gait and Posture**, v. 30, n. 4, p. 552-555, nov. 2009.

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, p. 191-194, jul. 2005.

HART, N.; NIPHIUS, S.; PITERI, T.; NEWTON, R. Leg strength and lean mass symmetry influences kicking performance in Australian football. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 13, p. 157-165, jan. 2014.

HASAN, S.S.; ROBIN, D.W.; SZURKUS, D.W.; ASHMEAD, D.H.; PETERSON, S.W.; SHIAVI, R.G. Simultaneous measurement of body center of pressure and center of gravity during upright stance. Part I: methods. **Gait and Posture**, v. 4, n. 1, p. 1-10, jan. 1996a.

HASAN, S.S.; ROBIN, D.W.; SZURKUS, D.W.; ASHMEAD, D.H.; PETERSON, S.W.; SHIAMI, R.G. Simultaneous measurement of body center of pressure and center of gravity during upright stance. Part II: amplitude and frequency data. **Gait and Posture**, v. 4, n. 1, p. 11-20, jan. 1996b.

HAY, L.; REDON, C. Feedforward versus feedback control in children and adults subjected to a postural disturbance. **Experimental Brain Research**, v. 125, n. 2, p. 153-162, mar. 1999.

HEIDEN, E.; LAJOIE, Y. Games-based biofeedback training and the attentional demands of balance in older adults. **Aging Clinical and Experimental Research**, v. 22, n. 5-6, p. 367-373, oct-dec. 2010.

HERMENS, H. J.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, C.; RAU, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, n. 5, p. 361-374, oct. 2000.

HILT, P.M.; BERRET, B.; PAPAXANTHIS, C.; STAPLEY, P.J. Evidence for subjective values guiding posture and movement coordination in a free-endpoint whole-body reaching task. **Scientific Reports-Nature**, 6: n. 23868, p. 1-13, apr. 2016.

HIYAMIZU, M.; MORIOKA, S.; SHOMOTO, K.; SHIMADA, T. Effects of dual task balance training on dual task performance in elderly people: A randomized controlled trial. **Clinical Rehabilitation**, v. 26, n. 1, p. 58-67, jan. 2012.

HODGES, P.W.; BUI, B.A. Comparison of computer based methods for determination of onset of muscle contraction using electromyography. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 101, n. 6, p. 511-519, dec. 1996.

HODGES, P.W.; RICHARDSON, C.A. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain: a motor control evaluation of transversus abdominis. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 21, n. 22, p. 2460-2450, nov. 1996.

HORAK, F.B. Postural orientation and equilibrium: What do we need to know about neural control of balance to prevent falls? **Age and Ageing**, v. 35, suppl. 2, ii7-ii9, sep. 2006.

HORAK, F.B.; ESSELMANN, P.; ANDERSON, M.E.; LYNCH, M.K. The effects of movement velocity, mass displaced and task certainty on associated postural adjustments made by normal and hemiplegic individuals. **Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry**, v. 47, p. 1020-1028, sep. 1984.

HORAK, F.B.; MacPHERSON, M. **Postural orientation and equilibrium**. In: Towell, B. and Shepherd, T. (Eds), Handbook on Integration of Motor Circulatory, respiratory, and metabolic control during exercise. American Physiological Society, Bethesda, 255-292 p.

HORAK, F.B.; NASHNER, M. Central Programming of Postural Movements: Adaptation to Altered Support-Surface Configurations. **Journal of Neurophysiology**, v. 55, n. 6, p. 1369-1381, jan. 1986.

HORSTMANN, G.A.; DIETZ, V. A basic posture control mechanism: the stabilization of the centre of gravity. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 76, n. 2, p. 165-176, aug. 1990.

HUXHOLD, O.; LI, S.C.; SCMIEDEK, F.; LINDENBERGER, U. Dual-tasking postural control: aging and the effects of cognitive demand in conjunction with focus of attention. **Brain Research Bulletin**, v. 69, n. 3, p. 294-305, apr. 2006.

JACOBS, J.V.; HORAK, F.B. Cortical control of postural responses. **Journal of Neural Transmission**, v. 114, n. 10, p. 1339-1348, mar. 2007.

JANUÁRIO, F.; AMARAL, C. Fisiologia do equilíbrio. **Revista da Sociedade Portuguesa de Medicina Física e de Reabilitação**, v. 19, n. 2, p. 31-37, 2010.

JARIC, S.; RADOVANOVIC, S.; MILANOVIC, S.; LJUBISAVLJEVIC, M. A comparison of the effects of agonist and antagonist muscle fatigue on performance of rapid movement. **European Journal of Applied Physiology**, v. 76, n. 1, p. 41-47, 1997.

JOHNSTON, R.B.; 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, p. 1703-1707, dec. 1998.

JONES, S.; HENRY, S.; RAASCH, C.; HITT, J.; BUNN, J. Responses to multi-directional surface translations involve redistribution of proximal versus distal strategies to maintain upright posture. **Experimental Brain Research**, v. 187, n. 3, p. 407-417, may. 2008.

JUEPTNER, M.; FRITH, C.D.; BROOKS, D.J.; FRACKOWIAK, R.S.J.; PASSINGHAM, R.E. Anatomy of motor learning. II. Subcortical structures and learning by trial and error. **Journal of Neurophysiology**, v. 77, n. 3, p. 1325-1337, mar. 1997b.

JUEPTNER, M.; STEPHAN, K.M.; FRITH, C.D.; BROOKS, D.J.; FRACKOWIAK, R.S.J.; PASSINGHAM, R.E. Anatomy of motor learning. I. Frontal cortex and attention to action. **Journal of Neurophysiology**, v. 77, n. 3, p. 1313-1324, mar. 1997a.

KALLENBERG, L.A.C.; SCULTZ, E.; DISSELHORST-KLUG, C.; HERMENS, H.J. Myoelectric manifestations of fatigue at low contraction levels in subjects with and without chronic pain. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 17, n. 3, p. 264-274, jun. 2007.

KANDEL, E.R.; SCHWARTZ, J.H.; JESSEL, T.M. **Principles of neural science**. New York: Elsevier, 1991.

KANEKAR, N.; SANTOS, M.J.; ARUIN, A.S. Anticipatory postural control following fatigue of postural and focal muscles. **Clinical Neurophysiology**, v. 119, n. 10, p. 2304-2313, oct. 2008.

KELSO, J.A.S.; BUCHANAN, J.L.; WALLACE, S.A. Order parameters for the neural organization of single, multi-joint limb movement patterns. **Experimental Brain Research**, v. 85, n. 2, p. 432-444, 1991.

KERR, B.; CONDON, S.M.; McDONALD, L.A. Cognitive spatial processing and the regulation of posture. **Journal of Experimental Psychology Human Perception and Performance**, v. 11, n. 5, p. 617-622, oct. 1985.

KRISHNAMOORTHY, V.; LATASH, M. L.; SHOLZ, J.P.; ZATSIORSKY, V. M. Muscle synergies during voluntary of the center of pressure by standing persons. **Experimental Brain Research**, Berlín, v. 152, p. 281-292, oct. 2003.

KRISHNAMOORTHY, V.; LATASH, M. L. Reversals of anticipatory postural adjustments during voluntary sway in humans. **Journal of Physiology**, v. 565-2, p. 675-684, mar. 2005.

LAFOND, D.; DUARTE, M.; PRINCE, F. Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment. **Journal of Biomechanics**, v. 37, n. 9, p. 1421-1426, sept. 2004.

LAJOIE, Y.; TEASDALE, N.; BARD, C.; FLEURY, M. Attentional demands for static and dynamic equilibrium. **Experimental Brain Research**, v. 97, n. 1, p. 139-144, 1993.

LAM, W.K.; MAXWELL, J.P.; MASTERS, R.S.W. Analogy versus explicit learning of a modified basketball shooting task: Performance and kinematic outcomes. **Journal of Sports Sciences**, v. 27, n. 2, p. 179-191, jan. 2009.

LANDERS, M.; WULF, G.; WALLMANN, H.; GUADAGNOLI, M. An external focus of attention attenuates balance impairment in patients with Parkinson's disease who have a fall history. **Physiotherapy**, v. 91, n. 3, p. 152-158, sep. 2005.

LATASH, M.L.; ARUIN, A.S.; SHAPIRO, M.B. The relation between posture and movement: a study of a simple synergy in a two-joint task. **Human Movement Science**, v. 14, n. 1, p. 79-107, jun. 1995 a.

LATASH, M.L.; LEVIN, M.F.; SCHOLZ, J.P.; SCHÖNER, G. Motor Control Theories and Their Applications. **Medicina** (Kaunas), v. 46, n. 6, p. 382-392, 2010.

LAWRENCE, H.; De LUCA, C. Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles. **Journal of Applied Physiology: respiratory, environmental and exercise physiology**, v. 54, n. 6, p. 1653-1659, jun. 1983.

LE BOZEC, S.; BOUISSET, S. Contribution of seat and foot reaction forces to anticipatory postural adjustments (APAs) in sitting isometric ramp pushes. **Gait and Posture**, v. 30, n. 3, p. 282-287, oct. 2009.

LE BOZEC, S.; BOUISSET, S.; RIBREAU, C. Postural control in isometric ramp pushes: the role of Consecutive Postural Adjustments (CPAs). **Neuroscience Letters**, v. 448, n. 3, p. 250-254, oct. 2008.

LEDIN, T.; FRANSSON, P.A.; MAGNUSSON, M. Effects of postural disturbances with fatigued triceps sural muscles or with 20% additional body weight. **Gait and Posture**, v. 19, n. 2, p. 184-93, apr. 2004.

LEE, S.; BECKER, C.; BINDER-MACLEOD, S. Activation of human quadriceps femoris muscle during dynamic contractions: effects of load on fatigue. **Journal of Applied Physiology**, v. 89, n. 3, p. 926-936, sep. 2000.

LEE, W.A.; BUCHANAN, T.S.; ROGERS, M.W. Effects of arm acceleration and behavioral conditions of the organization of postural adjustments during arm flexion. **Experimental Brain Research**, v. 66, n. 2, p. 257-270, 1987.

LEE, W.A.; MICHAELS, C.F.; PAI, Y.C. The organization of torque and EMG activity during bilateral handle pulls by standing humans. **Experimental Brain Research**, v. 82, p. 304-314, oct. 1990.

LEES, A.; NOLAN, L. Biomechanics of soccer - a review. **Journal of Sports Sciences**, v. 16, n. 3, p. 211-234, apr. 1998.

LEVANON, J.; DAPENA, J. Comparison of the kinematics of the full-instep and pass kicks in soccer. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 30, n. 6, p. 917-927, jun. 1998.

LOHSE, K.R.; WULF, G.; LEWTHWAITE, R. **Attentional focus and movement efficiency**, In Skill Acquisition in Sport: Research, Theory & Practice, 2 ed, (Eds) Hodges N. J., Williams A. M., editors. (New York, NY: Routledge), 2012.

LUNDIN, T.M.; FEUERBACH, J.W.; GRABINER, M.D. Effect of plantar flexor and dorsiflexor fatigue on unilateral postural control. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 9, n. 3, p. 191-201, aug. 1993.

LYONS, M.; AL-NAKEEB, Y.; NEVILL, A. The Impact of Moderate and High Intensity Total Body Fatigue on Passing Accuracy in Expert and Novice Basketball Players. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 5, n. 2, p. 215-227, jun. 2006.

Ma, S.; FELDMAN, A. Two functionally different synergies during arm reaching movements involving the trunk. **Journal of Neurophysiology**, v. 73, n. 5, p. 2120-2122, may. 1995.

MAGALHÃES Jr.; W.J. **Padrão cinemático do chute no futebol: comparação entre indivíduos praticantes e não praticantes nas situações de descanso e exaustão**. 2003. Dissertação (Mestrado em Motricidade Humana) – Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Rio Claro, 2003.

MAGILL, R.A. **Aprendizagem Motora. Conceitos e Aplicações**. Tradução da 5ª ed. Americana. São Paulo: Ed. Edgard Blücher, 2000.

MAKI, B.E.; McLLROY, W.E. Influence of arousal and attention on the control of postural sway. **Journal of Vestibular Research**, v. 6, n. 1, p. 53-59, jan-feb. 1996.

MAPELLI, A.; ZAGO, M.; FUSINI, L.; GALANTE, D.; COLOMBO, A.; SFORZA, C. Validation of a protocol for the estimation of three-dimensional body center of mass kinematics in sport. **Gait and Posture**, v. 39, n. 1, p. 460-465, jan. 2014.

MARCHETTI, P.H.; DUARTE, M. **Instrumentação em eletromiografia**. Laboratório de biofísica. Universidade de São Paulo (USP), 2006. Disponível em: <http://www.fefiso.edu.br/grupoestudo/pdfs/06.pdf>. Acesso em: 25 março 2015.

MARCHETTI, P.H.; UCHIDA, M.C. Influence of unilateral fatigue of lower limbs on the bilateral vertical jump. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 17, n. 6, p. 401-404, nov/dez. 2011.

MASSION, J. Movement, Posture and Equilibrium: Interaction and coordination. **Progress in Neurobiology**, v. 38, n. 1, p. 35-56, 1992.

MASSION, J.; ALEXANDROV, A.; FROLOV, A. Why and how are posture and movement coordinated? **Program Brain Research**, v. 143, p. 13-27, 2004.

MASSION, J.; WOOLLACOTT, M.H. **Posture and equilibrium**. In Bronstein BRANDT, A., Woollacott, M (Eds): Clinical Disorders of Balance Posture and Gait. London: Arnold, p. 1-18, 1996.

MASUDA, K.; MASUDA, T.; SADOYAMA, T.; INAKI, M.; KATSUTA, S. Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 9, n. 1, p. 39-46, feb. 1999.

MATSUDA, S.; DEMURA, S.; UCHIYAMA, M. Centre of pressure sway characteristics during static one-legged stance of athletes from different sports. **Journal of Sports Sciences**, v. 26, n. 7, p. 775-779, may. 2008.

MAYLOR, E.A.; ALLISON, S.; WING, A. M. Effects of spatial and non-spatial cognitive activity on postural stability. **British Journal of Psychology**, v. 92, (pt. 2), p. 319-338, may. 2001.

McARDLE, W.D.; KATCH, F.I. **Nutrição, exercício e saúde**. 4 ed. Rio de Janeiro, MEDSI, 1994.

McCOLLUM, G.; SHUPERT, C.L., NASHNER, L.M. Organizing sensory information for postural control in altered sensory environments. **Journal of Theoretical Biology**, v. 180, n. 3, p. 257-270, jun. 1996.

McCULLOCH, K.L. Attention and dual-task conditions: Physical therapy implications for individuals with acquired brain injury. **Journal of Neurologic Physical Therapy**, v. 31, n. 3, p. 104-118, sep. 2007.

McKEON, P.O.; HERTEL, J. Systematic Review of Postural Control and Lateral Ankle Instability, Part I: Can Deficits Be Detected With Instrumented Testing. **Journal of Athletic Training**, v. 43, n. 3, p. 293-304, may-jun. 2008.

McLLROY, W.E.; MAKI, B.E. Task constraints on foot movement and the incidence of compensatory stepping following perturbation of upright stance. **Brain Research**, v. 616, n. (1-2), p. 30-38, jul. 1993.

MERLETTI, R.; PARKER, P.A. **Myoelectric Manifestations of muscle fatigue**. In: *Electromyography – Physiology, engineering and noninvasive applications*. Hoboken: John Wiley and Sons, v.1, 2004, 233-358 p.

MEZAOUR, M.; YIOU, E.; Le BOZEC, S. Effect of lower limb muscle fatigue on anticipatory postural adjustments associated with bi-lateral-forward reach in unipodal dominant and non-dominant stance. **European Journal of Applied Physiology**, v. 110, n. 6, p. 1187-1197, nov. 2010.

MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A.C. Aspectos biomecânicos da postura ereta: a relação entre centro de massa e o centro de pressão. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, v. 3, n. 3, p. 77-83, 2003.

MOHR, M.; KRUSTRUP, P.; BANGSBO, J. Match performance of high-standard soccer players with special reference to development of fatigue. **Journal of Sport Sciences**, v. 21, n. 7, p. 439-449, jul. 2003.

MOREIRA, P.V.S.; GONÇALVES, M.; CROZARA, L.F.; CASTRO, A.; ALMEIDA NETO, A.F.; GOETHEL, M.F.; CARDOZO, A.C. Effects of fatigue on the neuromuscular capacity of professional soccer players. **Isokinetics and Exercise Science**, v. 23, n. 4, p. 275-282, nov. 2015.

MORGAN, R. M.; PARRY, A. M.; ARIDA, R. M.; MATTHEWS, P. M.; DAVIES, B.; CASTELL, L. M. Effects of elevated plasma tryptophan on brain activation associated with the Stroop task. **Psychopharmacology**, v. 190, n. 3, p. 383-389, dec. 2006.

MORITANI, T.; TAKAISHI, T.; MATSUMOTO, T. Determination of maximal power output at neuromuscular fatigue threshold. **Journal of Applied Physiology**, v. 74, n. 4, p. 1729-1734, apr. 1993.

MOUCHNINO, L.; AURENTY, R.; MASSION, J., PEDOTTI, A. Coordination between equilibrium and head-trunk orientation during leg movement: a new strategy build up by training. **Journal of Neurophysiology**, v. 67, n. 6, p. 1587-1598, jun. 1992.

MÜLLER, M.L.; JENNINGS, J.R.; REDFERN, M.S.; FURMAN, J.M. Effect of preparation on dual-task performance in postural control. **Journal of motor Behavior**, v. 36, n. 2, p. 137-146, jan. 2004.

NANTEL, J.; TERMOZ, N.; GANAPATHI, M.; VENDITTOLI, P. A.; LAVIGNE, M.; PRINCE, F. Postural balance during quiet standing in patients with total hip arthroplasty with large diameter femoral head and surface replacement arthroplasty. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 90, n. 9, p. 1607-1612, sep. 2009.

NASHNER, L.M.; MACCOLLUM, G. The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis. **Behavior Brain Science**, v. 8, n. 1, p. 135-172, mar. 1985.

NEWMAN, M.A.; DAWES, H.; VAN DEN BERG, M.; WADE, D.T.; BURRIDGE, J.; IZADI, H. Can aerobic treadmill training reduce the effort of walking and fatigue in people

with multiple sclerosis: A pilot study. **Multiple Sclerosis Journal**, v. 13, n. 1, p. 113-119, jan. 2007.

NODA, M.; DEMURA, S. Comparison of quantitative analysis and fractal analysis of center of pressure based on muscle fatigue. **Perceptual and Motor skills**, v. 102, n. 2, p. 529-542, apr. 2006.

NORDIN, M.; FRANKEL, V.H. **Biomecânica Básica do Sistema Musculoesquelético**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.

NOUGIER, V.; TEASDALE, N.; BARD, C.; FLEURY, M. Modulation of anticipatory postural adjustments in a reactive and a self-triggered mode in humans. **Neuroscience Letters**, v. 260, n. 2, p. 109-112, jan. 1999.

NOUILLOT, P.; BOUISSET, S.; DO, M.C. Are there anticipatory segmental adjustments associated with lower limb flexion when balance is poor in human? **Neuroscience Letters**, v. 279, n. 2, p. 77-80, jan. 2000.

ODDSSON, L. Control of voluntary trunk movements in man. Mechanisms for postural equilibrium during standing. **Acta Physiologica Scandinavica**, Suppl. 595, p. 1-60, 1990.

PAILLARD, T. Effects of general and local fatigue on postural control: a review. **Neuroscience & Biobehavioral Reviews**, v. 36, n. 1, p. 162-176, jan. 2012.

PAILLARD, T.; BIZID, D. Do sensorial manipulations affect subjects differently depending on their postural abilities? **British Journal of Sports Medicine**, v. 41, n. 7, p. 435-438, feb. 2007.

PAILLARD, T.; NOÉ, F. Effect of expertise and visual contribution on postural control in soccer. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 16, n. 5, p. 345-348, oct. 2006.

PAIVA, G.; MAZZETO, M.O. **Atlas de Placas Interoclusais**. São Paulo: Livraria Santos Editora, 2008, 153 p.

PAULIGNAN, Y.; DUFOSSÉ, M.; HUGON, M.; MASSION, J. Acquisition of co-ordination between posture and movement in a bimanual task. **Experimental Brain Research**, v. 77, n. 5, p. 337-348, 1989.

PELLECCHIA, G.L. Postural sway increases with attentional demands of concurrent cognitive task. **Gait and Posture**, v. 18, n. 1, p. 29-34, aug. 2003.

PERRIN, P.; SCHNEIDER, D.; DEVITERNE, D.; PERROT, C.; CONSTANTINESCU, L. Training improves the adaptation to changing visual conditions in maintaining human posture control in a test of sinusoidal oscillation of the support. **Neuroscience Letters**, v. 245, n. 3, p. 155-158, apr. 1998.

PETERKA, R.J. Sensorimotor integration in human postural control. **Journal of Neurophysiology**, v. 88, n. 3, p. 1097-1118, sep. 2002.

PINSAULT, N.; VUILLERME, N. Differential postural effects of plantar flexor muscles fatigue under normal altered and improved vestibular and neck somatosensory conditions. **Experimental Brain Research**, v. 191, n.1, p. 99-107, oct. 2008.

POZZO, T.; OUAMER, M.; GENTIL, C. Simulating mechanical consequences of voluntary movement upon whole-body equilibrium: the arm-raising paradigm revisited. **Biological Cybernetics**, v. 85, n. 1, p. 39-49, jul. 2001.

POZZO, T.; STAPLEY, P.; PAPAXANTHIS, C. Coordination between equilibrium and hand trajectories during whole body pointing movements. **Experimental Brain Research**, v. 144, n. 3, p. 343-350, jun. 2002.

POWERS, S.K.; HOWLEY, E.T. **Exercise physiology: theory and application to fitness and performance**. Dubuque, IA: Wm. C. Brown, 1990.

PREZUHY, A.M.; ETNIER, J.L. Attentional patterns of horseshoe pitchers at two levels of task difficulty. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 72, n. 2, p. 293-298, nov. 2001.

PRICE, J.; GILL, D.; ETNIER, J.L.; KORNTATZ, K. Free-throw shooting during dual-task performance: Implications for attentional demand and performance. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 80, n. 4, p. 718-726, dec. 2009.

RAMPININI, E.; BOSIO, A.; FERRARESI, I.; PETRUOLO, A.; MORELLI, A.; SASSI, A. Match-related fatigue in soccer players. **Medicine and Science in Sports and Exercises**, v. 43, n. 11, p. 2161-2170, nov. 2011.

RAMPININI, E.; IMPELLIZZERI, F.M.; CASTAGNA, C.; COUTTS, A.J.; WISLOFF, U. Technical performance during soccer matches of the Italian Serie A league: effect of fatigue and competitive level. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 12, n. 1, p. 227-33, jan. 2009.

RANKIN, J.K.; WOOLLACOTT, M.H.; SHUMMWAY-COOK, A.; BROWN, L. Cognitive influence on postural stability: a neuromuscular analysis in young and older adults. **The Journal of Gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences**, v. 55, n. 3, M112-M119, mar. 2000.

RAVIER, P.; BUTTELLI, O.; JENNANE, R.; COURATIER, P. An EMG fractal indicator having different sensitivities to changes in force and muscle fatigue during voluntary static muscle contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 15, b. 2, p. 210-221, apr. 2005.

REMAUD, A.; BOYAS, S.; CARON, G.; BILODEAU, M. Attentional Demands Associated With Postural Control Depend on Task Difficulty and Visual Condition. **Journal of Motor Behavior**, v. 44, n. 5, p. 329-340, aug. 2012.

REMAUD, A.; THUONG-CONG, C.; BILODEAU, M. Age-Related Changes in Dynamic Postural Control and Attentional Demands are Minimally Affected by Local Muscle Fatigue. **Frontiers Aging Neuroscience**, v. 7, p. 257, jan. 2015.

ROBERT, G.; BLOUIN, J.; RUGET, H.; MOUCHNINO, L. Coordination between postural and movement controls: effect of changes in body mass distribution on postural and focal component characteristics. **Experimental Brain Research**, v. 181, n. 1, p. 159-171, jul. 2007.

ROBERTSON, D.G.E.; CALDWELL, G.E.; HAMILL, J.; KAMEN, G.; WHITTLESEY, S.N. **Research methods in biomechanics**. United States: Human Kinetics. 2004.

RODRIGUES, K.A. **A influência da fadiga nos músculos eversores durante a entorse lateral do tornozelo**. 2016. 114f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá. Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2016.

ROERDINK, M.; HLAVACKOVA, P.; VUILLERME, N. Effects of plantar-flexor muscle fatigue on the magnitude and regularity of center-of-pressure fluctuations. **Experimental Brain Research**, v. 212, n. 3, p. 471-476, jun. 2011.

ROGERS, D.R.; MACLSAAC, D.T. A comparison of EMG-based muscle fatigue assessments during dynamic contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 23, n. 5, p. 1004-1011, jun. 2013.

ROSA, L.M. **Avaliação do equilíbrio de jogadores de futebol**. 2010. 116 f. Dissertação (Tese em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá. Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2010.

ROSE, D.J.; CHRISTINA, R.W. Attention demands of precision pistol shooting as a function of skill level. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 61, p. 111-113, mar. 1990.

ROTHWEL, J.C. **Control of Human Voluntary Movement**. Croom Helm Ltd, Provident House, Burrell Row, Beckenham, Kent BR3 IAT, 1987.

RUSSELL, M.; BENTON, D.; KINGSLEY, M. The Effects of Fatigue on Soccer Skills Performed During a Soccer Match Simulation. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 6, n. 6, p. 221-233, jun. 2011.

SANTOS, M.J.; ARUIN, A.S. Role of lateral muscles and body orientation in feedforward postural control. **Experimental Brain Research**, v. 184, n. 4, p. 547-559, feb. 2008.

SANTOS, M.J.; ARUIN, A.S. Effects of lateral perturbations and changing stance conditions on anticipatory postural adjustment. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, n. 3, p. 532-541, jun. 2009.

SANTOS, M.J.; KANEKAR, N.; ARUIN, A.S. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 2. Biomechanical Analysis. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 20, n. 3, p. 398-405, jun. 2010.

SCHMID, M.; SCHIEPPATI, M.; POZZO, T. Effect of fatigue on the precision of a whole-body pointing task. **Neuroscience Letters**, v. 139, n. 3, p. 909-920, feb. 2006.

SCHMIDT, R.A.; WRISBERG, C.A. **Aprendizagem e performance motora**, São Paulo, Artmed, 2001.

SCOTT, S.H.; CLUFF, T.; LOWREY, C.R.; TAKEI, T. Feedback control during voluntary motor actions. **Current Opinion in Neurobiology**, v. 33, p. 85-94, aug. 2015.

SHIRATORI, T.; ARUIN, A. Modulation of anticipatory postural adjustments associated with unloading perturbation: effect of characteristics of a motor action. **Experimental Brain Research**, v. 178, n. 2, p. 206-215, apr. 2007.

SHIRATORI, T.; LATASH, M.L. The roles of proximal and distal muscles in anticipatory postural adjustments under asymmetrical perturbations and during standing on roller skates. **Clinical Neurophysiology**, v. 111, n. 4, p. 613-623, apr. 2000.

SHUMMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M.H. Attentional demands and postural control: the effect of sensory context. **Journal of Gerontology and Medical Sciences**, v. 55, n. 1, M10-16, jan. 2000.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M.H. **Controle motor: teoria e aplicações práticas**. 2 ed. Barueri: Manole, 2003.

SHUPERT, C. L.; HORAK, F. B. Adaptations of postural control in normal and pathologic ageing: implications for fall prevention programs. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 15, n. 1, p. 64-74, feb. 1999.

SILVA, B.A.R.S.; MARTINEZ, F.G.; PACHECO, A.M.; PACHECO, I. Efeitos da fadiga muscular induzida por exercícios no tempo de reação muscular dos fibulares em indivíduos saudáveis. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 12, n. 2, p. 85-89, mar/abr. 2006.

SILVA, A.B.; BONA, R.L.; CASTRO, F.A.S.; TARTARUGA, L.A.P. Aspectos biomecânicos e fisiológicos da fadiga na locomoção humana: conceitos, mecanismos e aplicações - Artigo de revisão. **Ciência em Movimento**, v. 12, n. 23, p. 89-98, 2010.

SILVEIRA, M.C.; LEMOS, L.F.C.; PRANKE, G.I.; MOTA, C.B. Correlações entre centro de massa e o centro de pressão. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, v. 21, n. 1, p. 36-40, 2013.

STAPLEY, P.J.; POZZO, T.; CHERON, G.; GRISHIN, A. Does the coordination between posture and movement during human whole-body reaching ensure center of mass stabilization? **Experimental Brain Research**, v. 129, n. 1, p. 134-146, nov. 1999.

STAPLEY, P.; POZZO, T.; CHERON, G.; GRISHIN, A.; PAPAXANTHIS, C. Investigating centre of mass stabilisation as the goal of posture and movement coordination during human whole body reaching. **Biological Cybernetics**, v. 82, n. 2, p. 161-172, feb. 2000.

STEELE, C. **Applications of EMG in Clinical and Sports Medicine**. Intech, Chapters published, 412 p., 2012.

STOKES, I.A.F.; GARDNER-MORSE, M.; HENRY, S.; BADGER, G.J. Decrease in trunk muscular response to perturbation with preactivation of lumbar spinal musculature. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 25, n. 15, p. 1957-1964, aug. 2000.

STRANG, A.J.; BERG, W.P. Fatigue-induced adaptive changes of anticipatory postural adjustments. **Experimental Brain Research**, v. 178, n. 1, p. 49-61, mar. 2007.

SUDA, E.Y.; AMORIM, C.F.; SACCO, I de C. Influence of ankle functional instability on the ankle electromyography during landing after volleyball blocking. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, n. 2, e.84-93, apr. 2009.

SWAN, L.; OTANI, H.; LOUBERT, P.V.; SHEFFERT, S.M.; DUNBAR, G.L. Improving balance by performing a secondary cognitive task. **British Journal of psychology**, v. 95, (pt. 1), p. 31-40, feb. 2004.

TAKAHASHI, C.D.; NEMET, D.; ROSE-GOTTRON, C.M.; LARSON, J.K.; COOPER, D.M.; REIKENSMEYER, D.J. Effect of muscle fatigue on internal model formation and retention during reaching with the arm. **Journal of Applied Physiology**, v. 100, n. 2, p. 695-706, feb. 2006.

TANI, G. **Comportamento Motor: aprendizagem e desenvolvimento**. São Paulo. Guanabara Koogan, 2005.

TAYLOR, J.; GANDEVIA, S. A comparison of central aspects of fatigue in submaximal and maximal voluntary contractions. **Journal of Applied Physiology**, v. 104, n. 2, p. 542-550, feb. 2008.

TEASDALE, N.; BARD, C.; La RUE, J., FLEURY, M. On the cognitive penetrability of posture control. **Experimental Aging Research**, v. 19, n. 1, p. 1-13, jan-mar. 1993.

TEIXEIRA, F.G. **Comparação dos padrões cinemáticos de chutes realizados por participantes com 15 e 17 anos**. 2004. 85 p. Dissertação (Mestrado em Motricidade Humana) – Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Rio Claro, 2004.

TERRIER, R.; FORESTIER, N. Cognitive cost of motor reorganizations associated with muscular fatigue during a repetitive pointing task. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, n. 6, e487–e493, dec. 2009.

THOMAZ, T. **Descrição e comparação de dois tipos de chute no futebol feminino através de variáveis angulares**. 2005. Dissertação (Mestrado em Motricidade Humana) – Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Rio Claro, 2005.

TIXA, S. **Atlas de anatomia palpatória do pescoço, do tronco e do membro superior**. São Paulo: Manole, 2000.

TOUSSAINT, H.M. Scaling anticipatory postural adjustments dependent on confidence of load estimation in a bi-manual whole-body lifting task. **Experimental Brain Research**, v. 120, n. 1, p. 85-94, may. 1998.

TURVEY, M.T.; FITCH, H.L.; TULLER, B. **The Bernstein Perspective: I. The Problems of Degrees of Freedom and Context Conditioned Variability**. In.: Kelso, J.A.S. (Ed.) *Human Motor Behavior: an Introduction*. Hillsdale-NJ: Lawrence Erlbaum, 1982.

VUILLERME, N.; BOISGONTIER, M. Changes in the relative contribution of each leg to the control of quiet two-legged stance following unilateral plantar–flexor muscles fatigue. **European Journal of Applied Physiology**, v. 110, n. 1, p. 207-213, sep. 2010.

VUILLERME, N.; DEMETZ, S. Do ankle foot or thoses modify postural control during bipedal quiet standing following a localized fatigue at the ankle muscles? **International Journal of Sports Medicine**, v. 28, n. 3, p. 243-246, mar. 2007.

VUILLERME, N.; FORESTIER, N.; NOUGIER, V. Attentional demands and postural sway: the effect of the calf muscles fatigue. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 34, n. 12, p. 1907-1912, dec. 2002.

VUILLERME, N.; NOUGIER, V.; PRIEUR, J.M. Can vision compensate for a lower limbs muscular fatigue for controlling posture in humans? **Neuroscience Letters**, v. 308, n. 2, p. 103-106, aug. 2001.

VUILLERME, N.; NOUGIER, V.; TEASDALE, N. Effects of lower limbs muscular fatigue on anticipatory postural adjustments during arm motions in humans. **Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, v. 42, n. 3, p. 289-294, sep. 2002.

VUILLERME, N. ; SPORBERT, C. ; PINSULT, N. Postural adaptation to unilateral hip muscle fatigue during human bipedal standing. **Gait and Posture**, v. 30, n. 1, p. 122-125, jul. 2009.

WEBER, K.P.; ROSENGREN, S.M.; MICHELS, R.; STURM, V.; STRAUMMANN, D.; LANDAU, K. Single motor unit activity in human extraocular muscles during the vestibulo-ocular reflex. **Journal of Physiology**, v. 590, n. 13, p. 3091-3101, jul. 2012.

WEIR, J.; BECK, T.; CRAMER, J.; HOUSH, T. Is fatigue all in your head? A critical review of the central governor model. **British Journal of Sports Medicine**, v. 40, n. 7, p. 573-586, jul. 2006.

WILLEMS, M.E.T.; PONTE, J.P.G. Divergent muscle fatigue during unilateral isometric contractions of dominant and non-dominant quadriceps. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 16, n. 3, p. 240-244, may. 2013.

WINTER, D.A. **Biomechanics and motor control of human movement**. New York: John Wiley, 1990.

WINTER, D.A. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait and Posture**. v. 3, p. 193-214, 1995.

WINTER, D.; PRINCE, F.; FRANK, J.S.; POWELL, C.; ZABJEK, K.F. Unified Theory Regarding A/P and M/L Balance in Quiet Stance. **Journal of Neurophysiology**, v. 75, n. 6, p. 2334-2343, jun. 1996.

WOLLACOTT, A.; SHUMWAY-COOK, A. Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. **Gait and Posture**, v. 16, n. 1, p. 1-14, aug. 2002.

WULF, G. Attentional focus and motor learning: a review of 10 years of research. **E-Journal Bewegung und Training**, v. 1, p. 4-14, 2007.

WULF, G.; CHIVIACOWSKY, S.; SCHILLER, E.; ÁVILA, L.T.G. Frequent external-focus feedback enhances motor learning. **Frontiers in Psychology**, v. 3, p. 190, nov. 2010.

YAGGIE, J.; ARMSTRONG, W.J. Effects of Lower Extremity Fatigue on Indices of Balance. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 13, n. 4, p. 312-322, nov. 2004.

YAGGIE, J.; MCGREGOR, S. Effects of isokinetic ankle fatigue on the maintenance of balance and postural limits. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 83, n. 2, p. 224-228, feb. 2002.

YARDLEY, L.; GARDNER, M.; LEADBETTER, A.; LAVIE, N. Effect of articulatory and mental tasks on postural control. **NeuroReport**, v. 10, n. 2, p. 215-219, feb. 1999.

YIOU, E.; HAMAOU, A.; Le BOZEC, S. Influence of base of support size on arm pointing performance and associated anticipatory postural adjustments. **Neuroscience Letters**, v. 423, n. 1, p. 29-34, aug. 2007.

YIOU, E.; HUSSEIN, T. Adaptability of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. **World Journal of Orthopedics**, v. 3, n. 6, p. 75-86, jun. 2012.

YOGEV-SELIGMANN, G.; HAUSDORFF, J.M.; GILADI, N. The role of executive function and attention in gait. **Movement Disorders**, v. 23, n. 3, p. 329-342, feb. 2008.

YOUNG, W.B.; GULLI, R., RATH, D.; RUSSELL, A.; O'BRIEN, B.; HARVEY, J. Acute effect of exercise on kicking accuracy in elite Australian football players. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 13, n. 1, p. 85-89, jan. 2010.

ZATTARA, M.; BOUISSET, S. Étude chronométrique du programme posturo-cinétique lié au mouvement volontaire. **Journal of Physiology**, Paris 81, p. 14-16, jan. 1986a.

ZATTARA, M.; BOUISSET, S. Chronometric analysis of the posturo-kinetic programming of voluntary movement. **Journal of Motor Behavior**, v. 18, n. 2, p. 215-223, jun. 1986b.

ZEBIS, M.K.; ANDERSEN, L.L.; ELLINGSGAARD, H.; AAGAARD, P. Rapid hamstring/quadriceps force capacity in male vs. female elite soccer players. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 25, n. 7, p. 1989-1993, jul. 2011.

BIBLIOGRAFIA CONSULTADA

- ALLISON, G.T.; FUJIWARA, T. The relationship between EMG median frequency and low frequency band amplitude changes at different levels of muscle capacity. **Clinical Biomechanics** (Bristol, Avon), v. 17, n. 6, p. 464-469, jul. 2002.
- ASAI, T.; CARRÉ, M.J.; AKATSUKA, T.; HAAKE, J. The curve kick of a football : impact with the foot. **Sports Engineering**, v.5, p. 183-192, 2002.
- ASAMI, T.; NOLTE, V. **Analysis of powerful ball kicking**. In: Biomechanics VIII - B (ed. H.Matsui e K.Kobayashi), Champaign: Human Kinetics Publishers, p. 695-700, 1983.
- BELEN'KII, V.E.; GURFINKEL, V.S.; PAL'TSEV, E.I. Control elements of voluntary movements. **Biofizika**, v. 12, n. 1, p. 135-141, jan/feb. 1967.
- BLOEM, B.R.; VALKENBURG, V.V.; SLABBEKOORN, M.; WILLEMSSEN, M.D. The Multiple Tasks Test: development and normal strategies. **Gait and Posture**, v. 14, n. 3, p. 191-202, dec. 2001.
- DELSYS. NEUROMUSCULAR RESEARCH CENTER. BOSTON UNIVERSITY. 2006. Disponível em: <http://www.delsys.com/library/papers>. Acesso em: 12 março 2015.
- DÖRGE, H.C.; ANDERSEN, T.B.; SORENSEN, H., SIMONSEN, E.B. Biomechanical differences in soccer kicking with the preferred and the nonpreferred leg. **Journal of Sports Sciences**, v. 20, n. 4, p. 293-299, apr. 2002.
- GURFINKEL, V.S.; LEVIK, Y.; POPOV, K.E.; SMERTANIN, B.N.; SHLIKOV, V.Y. **Body scheme in the control of postural activity**. In: Gurfinkel VS, Loffe ME, Massion J, Roll JP (Eds) Stance and motion, facts and concepts. Plenum Press, New York, p. 185-193, 1988.
- KELLIS, E.; KATIS, A. Biomechanical characteristics and determinants of instep kick. **Journal of Sports science and Medicine**, v.6, p. 154-165, jun. 2007.
- MOREIRA, D.; GODOY, J.R.P.; BRAZ, R.G.; MACHADO, E.F.B.; SANTOS, H.F.S. Abordagem cinesiológica do chute no futsal e suas implicações clínicas. **Revista Brasileira de Ciências e movimento**, v.12, n. 2, p. 81-85, 2004.
- NODA, D.K.G.; MARCHETTI, P.H.; VILELA Jr., G.B. A eletromiografia de superfície em estudos relativos à produção de força – Artigo de Revisão. **Centro de Pesquisas Avançadas em Qualidade de Vida**. v. 6, n. 3, 2014.
- OZAKI, H., AOKI, K. Kinematic and Electromyographic analysis of in front curve soccer kick. **Football science**, v. 5, p. 26-36, dec. 2008.
- RODANO, R. and TAVANA, R. **Three dimensional analysis of the instep kick in professional soccer players**. In: Science and Football II. Eds: Reilly, T., Clarys, J. and Stibbe, A. London: E e FN Spon. p. 357-363, 1993.

ANEXO A – APRECIACÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA



CERSTAPS

Comité d'Éthique pour la Recherche en STAPS

Objet¹ : Avis sur le projet «Analyse des réorganisations posturales et motrices lors d'une tâche de frappe au football dans différentes conditions de charge cognitive ou de fatigue» présenté par Vincent NOUGIER, Laboratoire TIMC-IMAG, Grenoble.

Compte tenu des éléments fournis dans la demande déposée par Vincent NOUGIER, le Comité d'Éthique pour la Recherche en STAPS émet un **AVIS FAVORABLE**.

Numéro de l'avis : 2014-01-12-6

A Grenoble, le 1er décembre 2014,

Le Président du CERSTAPS,

Vincent Nougier

¹ Le Comité d'Éthique pour les Recherches en STAPS (CERSTAPS), mis en place sous l'égide de la Conférence des Directeurs et Doyens STAPS (C3D) et de la 74^{ème} section du CNU propose aux chercheurs qui le souhaitent d'examiner les aspects éthiques de leur protocole de recherche. Cette structure est à la disposition de tout chercheur relevant de la 74^{ème} section (1) pour les recherches pluridisciplinaires impliquant des personnes et qui ne sont pas tenues pour l'instant par la loi 2004-808 du 9 août 2004 de passer en Comité de Protection des Personnes (CPP), c'est-à-dire notamment les projets de recherches non-interventionnelles impliquant la personne humaine et les recherches en sciences humaines et sociales ou assimilées et (2) comme une préparation et une facilitation au passage en CPP de projets de recherche biomédicale et en santé qui, de par la loi, se doivent de passer en CPP. Le CERSTAPS est surtout utile aux projets sans grands risques biomédicaux a priori.

APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO – Experimento 1

CERSTAPS - Comitê de Ética para a Pesquisa em Ciências e Técnicas das Atividades Físicas e Esportivas.

Formulário de consentimento esclarecido – **Experimento 1**.

Título do projeto: Análise das reorganizações posturais e motoras diante de uma tarefa de precisão em diferentes condições de carga cognitiva ou de fadiga.

Pesquisador titular responsável pelo projeto científico: Marcelo Guimarães Silva (Doutorando – UNESP - BRA).

Coordenadores do projeto científico: Vincent Nougier (*Professeur des Universités* UJF – Grenoble Alpes – France); Tamotsu Hirata (Professor UNESP – FEG – Brasil); José Geraldo T. Brandão (Professor UNESP – FEG – Brasil).

Local da pesquisa: *CHU de Grenoble – Hôpital Couple Enfant, salle – Laboratoire Grenoblois de l'analyse de la marche de l'enfant. Adresse: Avenue Maquis du Grésivaudan, 38700 La Tronche, FRA.*

Objetivo do projeto de pesquisa: O objetivo principal deste estudo será analisar as reorganizações posturais e/ou motoras diante de uma tarefa de precisão motora de chute no futebol, com ou sem carga cognitiva adicional. O tempo estimado para realização desta experiência é de 1h30. Você deverá comparecer ao laboratório somente uma vez. Você deverá executar a tarefa motora de precisão somente (Chute do futebol, no estilo passe) que será utilizada como condição controle (tarefa simples) ou realizando simultaneamente uma tarefa cognitiva adicional (condição de dupla tarefa). Dentro da tarefa cognitiva adicional, você deverá contar o número de sons « *beep* » dentro de uma sequência de « *beep* » e de « *bop* » presentes de maneira aleatória. Esta tarefa cognitiva durará 20 segundos. 16 chutes serão realizados dentro de cada condição, em blocos de 4 ensaios sucessivos com um tempo de recuperação de alguns minutos entre cada bloco (32 ensaios ao total).

Dos direitos à confidencialidade

- 1) Os dados obtidos serão tratados com a máxima confidencialidade.
- 2) A identidade será identificada através de um número aleatório.
- 3) Nenhuma outra informação revelará sua identidade.
- 4) Todos os dados serão arquivados em local seguro e somente o(s) responsável(s) terão acesso aos mesmos.

Do direito de retirar-se da pesquisa a qualquer momento

- 1) Sua contribuição a esta pesquisa é voluntária.
- 2) Você poderá retirar-se ou cessar sua participação a todo momento, e poderá demandar que seus dados sejam apagados, sem consequências para você.
- 3) Sua decisão de participar, de recusar participar, ou de cessar sua participação não terá nenhum efeito sobre suas notas ou índices, seu estatuto, ou suas relações futuras com o laboratório TIMC-IMAG (equipe SPM), *Université Joseph Fourier*, CNRS.
- 4) O protocolo não engloba procedimentos invasivos, exceto a necessidade de raspagem de pelos da coxa e panturrilha, quando necessária. Este procedimento é realizado para a fixação

dos captores e eletrodos sem fio do sistema EMG, conforme as recomendações Internacionais (SENIAM).

Benefícios

Não há nenhum benefício direto identificado para os participantes. O interesse principal deste estudo é melhor compreender as interações postural-motoras com efeito de uma carga cognitiva adicional. As implicações práticas que eventualmente resultarão destes trabalhos, para o treinamento ou reeducação.

Riscos possíveis

Não há nenhum risco identificado.

Difusão

Esta pesquisa será difundida dentro dos colóquios e será também publicada dentro dos artigos de revistas acadêmicas a definir.

Do direito de fazer questionamentos todo tempo

Você poderá fazer questões ao sujeito da pesquisa todo o tempo se comunicando com o pesquisador científico do projeto por correio eletrônico à **M. GUIMARAES SILVA Marcelo** (Marcelo.Guimaraes-Silva@imag.fr ou marceloguimas@bol.com.br) telefone: xxxx).

Consentimento de participação

Assinando este formulário de consentimento, você certifica que leu e compreendeu as informações abaixo, que respondeu as questões de forma satisfatória e que fora avisado que poderá estar livre de anular seu consentimento ou de retirar-se desta pesquisa a este momento, sem prejudicá-lo.

A preencher pelo participante:

Li e compreendi as informações abaixo e eu aceito de total agrado participar desta pesquisa.

Nome – Assinatura Um exemplar deste documento será conservado dentro do dossiê.

APÊNDICE B – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO – Experimento 2

CERSTAPS - Comitê de Ética para a Pesquisa em Ciências e Técnicas das Atividades Físicas e Esportivas.

Formulário de consentimento esclarecido – **Experimento 2**.

Título do projeto: Análise das reorganizações posturais e motoras diante de uma tarefa de precisão em diferentes condições de carga cognitiva ou de fadiga.

Pesquisador titular responsável pelo projeto científico: Marcelo Guimarães Silva (Doutorando UNESP - FEG - Brasil).

Coordenadores do projeto científico: Vincent Nougier (*Professeur des Universités* UJF – Grenoble Alpes – France); Tamotsu Hirata (Professor UNESP – FEG – Brasil); José Geraldo T. Brandão (Professor UNESP – FEG – Brasil).

Local da pesquisa: *CHU de Grenoble – Hôpital Couple Enfant, salle – Laboratoire Grenoblois de l'analyse de la marche de l'enfant. Adresse: Avenue Maquis du Grésivaudan, 38700 La Tronche, FRA.*

Objetivo do projeto de pesquisa: O objetivo principal deste estudo será analisar as reorganizações posturais e/ou motoras diante de uma tarefa de precisão motora de chute no futebol, com ou sem fadiga muscular de membros inferiores. Esta fadiga localizada sobre o membro postural e/ou membro motor. O tempo estimado para a realização desta experiência é de 2h para a condição controle e de fadiga de ambas as pernas; 1h30 para a condição de fadiga do membro motor e 1h30 para a condição de fadiga do membro postural. Você deverá comparecer ao laboratório em três dias diferentes e durante cada dia será analisada uma condição diferente. Deverá executar a tarefa motora dentro de quatro condições diferentes: condição controle (tarefa simples), em condição de fadiga do pé postural de suporte (fadiga postural), em condição de fadiga do pé executante do chute (fadiga motora) e em condição de fadiga de ambos os membros, o postural ou o motor (fadiga completa). Ao total, 64 ensaios chutes serão realizados: 16 dentro da condição controle ou sem fadiga, 16 em condição de fadiga de ambos os membros, 16 em condição de fadiga do membro postural e 16 em condição de fadiga de membro motor.

O teste de fadiga aplicado em cada condição consistirá de dois exercícios específicos para fadigar de uma vez os músculos da coxa e panturrilha. Cada bloco de fadiga muscular será composto de sequências de 15 segundos de flexões-extensões dos joelhos seguidos de 15 segundos de elevações sobre a ponta dos pés, seguindo o ritmo de um metrônomo (80 beats/min). Os exercícios de fadiga serão repetidos o tempo que for necessário. Uma carga de 3 kg será fixada sobre cada tornozelo. Certas medidas serão tomadas para garantir a qualidade do movimento dos exercícios de fadiga. A execução das extensões dos joelhos deverá ser realizada com o sujeito sentado formando um ângulo de 90° entre o tronco e o quadril. Para a elevação do corpo sobre a ponta dos pés, o sujeito deverá manter-se em pé, formando um alinhamento entre a coxa e a panturrilha, sem encostar o calcanhar sobre o solo e sem utilizar suas mãos para ajudar. Para controlar a condição de fadiga, certos parâmetros fisiológicos serão utilizados, tais como: o sinal eletromiográfico, uma escala de Borg cr-10, e pelo controle da execução correta do movimento. O protocolo de fadiga será interrompido quando os índices fisiológicos atestarem que a fadiga fora instalada. Após cada série de fadiga, uma sequência de 4 chutes de precisão serão realizados. Após cada bloco de ensaios, uma nova sequência de fadiga será executada até a realização de 16 chutes de precisão.

Dos direitos à confidencialidade

- 1) Os dados obtidos serão tratados com a máxima confidencialidade.
- 2) A identidade será identificada através de um número aleatório.
- 3) Nenhuma outra informação revelará sua identidade.
- 4) Todos os dados serão arquivados em local seguro e somente o(s) responsável(s) terão acesso aos mesmos.

Do direito de retirar-se da pesquisa a qualquer momento

- 1) Sua contribuição a esta pesquisa é voluntária.
- 2) Você poderá retirar-se ou cessar sua participação a todo momento, e poderá demandar que seus dados sejam apagados, sem consequências para você.
- 3) Sua decisão de participar, de recusar participar, ou de cessar sua participação não terá nenhum efeito sobre suas notas ou índices, seu estatuto, ou suas relações futuras com o laboratório TIMC-IMAG (equipe SPM), *Université Joseph Fourier*, CNRS.
- 4) O protocolo não engloba procedimentos invasivos, exceto a necessidade de raspagem de pelos da coxa e panturrilha, quando necessária. Este procedimento é realizado para a fixação dos captores e eletrodos sem fio do sistema EMG, conforme as recomendações Internacionais (SENIAM).

Benefícios

Não há nenhum benefício direto identificado para os participantes. O interesse principal deste estudo é de melhor compreender as adaptações das interações da postura-movimento com efeito de uma fadiga muscular localizada em membros inferiores. As implicações práticas que eventualmente resultarão destes trabalhos, para o treinamento ou reeducação.

Riscos Possíveis

Em princípio, o único risco potencial conhecido pode ser identificado dentro dos exercícios de indução da fadiga muscular, devido ao esforço ou qualquer desconforto muscular. O participante (voluntário) terá livre arbítrio de interromper a experimentação a qualquer momento.

Difusão

Esta pesquisa será difundida dentro dos colóquios e será também publicada dentro dos artigos de revistas acadêmicas a definir.

Do direito de fazer questionamentos todo tempo

Você poderá fazer questões ao sujeito da pesquisa todo o tempo se comunicando com o pesquisador científico do projeto por correio eletrônico à **M. GUIMARAES SILVA Marcelo** (Marcelo.Guimaraes-Silva@imag.fr ou marceloguimas@bol.com.br) telefone: xxxx.

Consentimento de participação

Assinando este formulário de consentimento, você certifica que leu e compreendeu as informações abaixo, que respondeu as questões de forma satisfatória e que fora avisado que poderá estar livre de anular seu consentimento ou de retirar-se desta pesquisa a este momento, sem prejudicá-lo.

A preencher pelo participante:

Li e compreendi as informações abaixo e eu aceito de total agrado participar desta pesquisa.

Nome – Assinatura Um exemplar deste documento será conservado dentro do dossiê.

APÊNDICE C – EXPLICAÇÕES DA PESQUISA – Experimento 1



Laboratoire **TIMC – IMAG**
Equipe Santé Plasticité Motricité, UMR 5525 Université Joseph
Fourier-CNRS

*Techniques de l'Ingénierie Médicale et de la Complexité -
Informatique, Mathématiques et
Applications, Grenoble*

Explicações aos voluntários

Para a tarefa simples:

1. Ao sinal do pesquisador, o pé esquerdo deverá permanecer sobre a plataforma de força, na demarcação prevista.
2. Deverá manter o pé direito ao lado do pé esquerdo, porém sem encostá-lo na plataforma de força.
3. A bola será posicionada ao lado da plataforma de força, à frente do pé direito.
4. O objetivo será atingir a bola no alvo posicionado ao nível do solo a 3,70 m da plataforma de força.
5. A execução do lançamento de precisão deverá ser realizada com a parte interna do pé direito.
6. Após a execução do lançamento de precisão, deverá permanecer em posição inicial.
7. O início do lançamento será feito de acordo com o sinal do pesquisador e após este, o lançamento poderá ser executado o mais natural possível. A duração de cada ensaio está fixado em 20 segundos.
8. Deverá executar um total de 16 lançamentos de precisão.
9. Entre cada ensaio, haverá uma pequena pausa, com o intuito de se realizar a coleta dos dados.

Para a dupla-tarefa:

1. O procedimento será a mesmo daquele utilizado na tarefa simples, com a diferença que haverá uma tarefa a ser realizada simultaneamente (auditiva).
2. Deverá contar o número de sons <bEEP> dentro de uma sequência de <bip> e <bop> apresentados de maneira aleatória.
3. Esta tarefa cognitiva durará 20 segundos e o pesquisador pedirá ao fim para dizer a quantidade de <bEEP> entendidos.
4. Deverá executar um total de 16 lançamentos de precisão.
5. Entre cada ensaio, haverá uma pequena pausa com o objetivo de realizar a coleta dos dados.

APÊNDICE D – EXPLICAÇÕES DA PESQUISA - Experimento 2



Laboratoire TIMC – IMAG
Equipe Santé Plasticité Motricité, UMR 5525 Université Joseph Fourier-
CNRS

*Techniques de l'Ingénierie Médicale et de la Complexité -
Informatique, Mathématiques et
Applications, Grenoble*

Explicações aos voluntários

Para a fadiga bipodal:

1. Ao sinal do pesquisador, deverá ser iniciado os exercícios referentes ao protocolo de fadiga para dois membros.
2. Este protocolo é composto de uma sequência de 15 segundos de flexões-extensões dos joelhos seguidos de 15 segundos de elevações sobre a ponta dos pés. Deverá seguir o ritmo de um metrônomo (80 bpm) e os exercícios serão executados o tempo que for necessário, sempre repetindo a mesma sequência.
3. Uma carga de 3 kg será fixado no tornozelo.
4. A extensão de joelhos será realizado na posição sentado, com o quadril em flexão de 90°.
5. Deverá realizar a elevação sobre a ponta dos pés, em pé, os joelhos estendidos, sem encostar o calcanhar sobre o solo, e também sem o auxílio das mãos (um leve apoio será permitido para facilitar o equilíbrio).

Para a fadiga unipodal:

1. Os mesmos procedimentos adotados para a fadiga de dois membros serão aplicados, porém a diferença será na maneira de executar os exercícios (serão unipodais).
2. Para a fadiga de membro motor, o protocolo de fadiga será realizado somente com o membro direito.
3. Para a fadiga de membro postural, o protocolo de fadiga será realizado somente com o membro esquerdo.

Após a fadiga de membros inferiores:

1. Deverá após a instalação da fadiga muscular, permanecer sobre a plataforma de força com o pé esquerdo, exatamente sobre a marcação que há nesta plataforma.
2. Deverá manter o pé direito ao lado do pé esquerdo, porém sem encostá-lo na plataforma de força.
3. A bola será posicionada ao lado da plataforma de força, à frente do pé direito.
4. A execução do lançamento de precisão deverá ser realizada com a parte interna do pé direito.
5. O objetivo será de atingir a bola no alvo posicionado ao nível do solo a 3,70 m da plataforma de força.
6. Após a execução do lançamento de precisão, deverá permanecer em posição inicial.
7. O início do lançamento será feito de acordo com o sinal do pesquisador e após este, o lançamento poderá ser executado o mais natural possível.
8. A duração de cada ensaio está fixada em 20 segundos.
9. Deverá executar 4 lançamentos de precisão e após retornar ao protocolo de fadiga,

seguinto o mesmo procedimento.

10. Deverá executar um total de 16 lançamentos de precisão, divididos em 4 blocos.

APÊNDICE E – ROTINAS DESENVOLVIDAS EM “MATLAB” PARA ANÁLISE DOS DADOS (CP, EMG)

```
% Analyse les datas après collection
% Laboratoire TIMC-"Santé, Motricité, Plasticité"
% Rémy Cuisinier- développé en 2010

%-----

function centre_des_pressions(varargin)

global hh vg fh;

if nargin == 0
    commande = 'ouverture';
else
    commande = varargin{ 1 };
end

switch(commande)

%-----
case 'ouverture'

    letype=strcat('Calcul à 6 canaux (Forces et Moments)'); %Modif MG en cours

    fh.fig(1) = figure('Units','pixels', ...
        'Color',[0.8 0.8 0.8], ...
        'Name','CENTRE DES PRESSIONS', ...
        'MenuBar','none', ...
        'NumberTitle','off', ...
        'Position',[600 400 300 515], ...
        'Resize','off');
    movegui(fh.fig(1),'center');
    fh.titre(1) = uicontrol('Parent',fh.fig(1), ...
        'Units','pixels', ...
        'BackgroundColor',[0.8 0.8 0.8], ...
        'ListboxTop',0, ...
        'FontSize',12,...
        'FontWeight','bold',...
        'Position',[25 485 250 25], ...
        'String','Centre des Pressions', ...
        'Style','text');

    fh.text(8) = uicontrol('Parent',fh.fig(1), ...
        'Units','pixels', ...
        'HorizontalAlignment','center',...
        'BackgroundColor',[0.8 0.8 0.8], ...
```

```

'Position',[25 465 250 20], ...
'FontWeight','normal',...
'FontSize',8,...
'Style','text',...
'String','Plateforme AMTI-OR6');

fh.visualisation= axes('Parent',fh.fig(1), ...
'Units','pixels', ...
'CameraUpVector',[0 1 0], ...
'CameraUpVectorMode','manual', ...
'DrawMode','fast', ...
'Color',[1 1 1], ...
'FontSize',8, ...
'Position',[40 304 220 161], ...
'Tag','Axes2', ...
'XColor',[0 0 0], ...
'YColor',[0 0 0], ...
'ZColor',[0 0 0]);

currentdir1=strcat(cd,'\Platform'); % recherche du repertoire courant du logiciel pour
trouver les logos

platform=imread(currentdir1,'jpg');
imagesc(platform);
axis off;

fh.choix(1) = uicontrol('Parent',fh.fig(1), ...
'Units','pixels', ...
'ListboxTop',0, ...
'BackgroundColor',[0.8 0.8 0.8], ...
'Position',[40 275 240 25], ...
'Callback','centre_des_pressions("choix")', ...
'FontSize',8,...
'FontWeight','bold',...
'HorizontalAlignment','left',...
'Style','popupmenu', ...
'String',letype,...
'Value',1);

fh.control(1) = uicontrol('Parent',fh.fig(1), ...
'Units','pixels', ...
'BackgroundColor',[0.8 0.8 0.8], ...
'Position',[80 210 70 25], ...
'String',vg.nomcanaux, ...
'Style','popupmenu',...
'Value',1);

fh.control(2) = uicontrol('Parent',fh.fig(1), ...
'Units','pixels', ...
'BackgroundColor',[0.8 0.8 0.8], ...

```

```
'Position',[80 180 70 25], ...
'String',vg.nomcanaux, ...
'Style','popupmenu',...
'Value',2);
```

```
fh.control(3) = uicontrol('Parent',fh.fig(1), ...
'Units','pixels', ...
'BackgroundColor',[0.8 0.8 0.8], ...
'Position',[80 150 70 25], ...
'String',vg.nomcanaux, ...
'Style','popupmenu',...
'Value',3);
```

```
fh.control(4) = uicontrol('Parent',fh.fig(1), ...
'Units','pixels', ...
'BackgroundColor',[0.8 0.8 0.8], ...
'Position',[205 210 70 25], ...
'String',vg.nomcanaux, ...
'Style','popupmenu',...
'Value',length(vg.nomcanaux)-2);
```

```
fh.control(5) = uicontrol('Parent',fh.fig(1), ...
'Units','pixels', ...
'BackgroundColor',[0.8 0.8 0.8], ...
'Position',[205 180 70 25], ...
'String',vg.nomcanaux, ...
'Style','popupmenu',...
'Value',length(vg.nomcanaux)-1);
```

```
fh.control(6) = uicontrol('Parent',fh.fig(1), ...
'Units','pixels', ...
'BackgroundColor',[0.8 0.8 0.8], ...
'Position',[205 150 70 25], ...
'String',vg.nomcanaux, ...
'Style','popupmenu',...
'Value',length(vg.nomcanaux));
```

```
fh.text(1) = uicontrol('Parent',fh.fig(1), ...
'Units','pixels', ...
'HorizontalAlignment','center',...
'BackgroundColor',[0.8 0.8 0.8], ...
'Position',[40 240 220 25], ...
'FontWeight','bold',...
'FontSize',10,...
'Style','text',...
'String','Sélection des canaux');
```

```
fh.text(2) = uicontrol('Parent',fh.fig(1), ...
'Units','pixels', ...
'BackgroundColor',[0.8 0.8 0.8], ...
```

```
'Position',[40 208 40 25], ...
'FontWeight','bold',...
'FontSize',10,...
'Style','text',...
'String','Fx :');
```

```
fh.text(3) = uicontrol('Parent',fh.fig(1), ...
'Units','pixels', ...
'BackgroundColor',[0.8 0.8 0.8], ...
'Position',[40 178 40 25], ...
'FontWeight','bold',...
'FontSize',10,...
'Style','text',...
'String','Fy :');
```

```
fh.text(4) = uicontrol('Parent',fh.fig(1), ...
'Units','pixels', ...
'BackgroundColor',[0.8 0.8 0.8], ...
'Position',[40 148 40 25], ...
'FontWeight','bold',...
'FontSize',10,...
'Style','text',...
'String','Fz :');
```

```
fh.text(5) = uicontrol('Parent',fh.fig(1), ...
'Units','pixels', ...
'BackgroundColor',[0.8 0.8 0.8], ...
'Position',[165 208 40 25], ...
'FontWeight','bold',...
'FontSize',10,...
'Style','text',...
'String','Mx :');
```

```
fh.text(6) = uicontrol('Parent',fh.fig(1), ...
'Units','pixels', ...
'BackgroundColor',[0.8 0.8 0.8], ...
'Position',[165 178 40 25], ...
'FontWeight','bold',...
'FontSize',10,...
'Style','text',...
'String','My :');
```

```
fh.text(7) = uicontrol('Parent',fh.fig(1), ...
'Units','pixels', ...
'BackgroundColor',[0.8 0.8 0.8], ...
'Position',[165 148 40 25], ...
'FontWeight','bold',...
'FontSize',10,...
'Style','text',...
'String','Mz :');
```

```

fh.conv(1) = uicontrol('Parent',fh.fig(1), ...
    'Units','pixels', ...
    'ListboxTop',0, ...
    'BackgroundColor',[0.8 0.8 0.8], ...
    'Position',[25 70 240 25], ...
    'FontSize',9,...
    'HorizontalAlignment','left',...
    'String','Conversion en mm',...
    'Style','checkbox', ...
    'Tag','Checkbox1',...
    'Value',1);

fh.Gn=[1000;2000;4000];

fh.gain(1) = uicontrol('Parent',fh.fig(1), ...
    'Units','pixels', ...
    'BackgroundColor',[0.8 0.8 0.8], ...
    'Position',[212 69 55 25], ...
    'FontSize',10,...
    'String',fh.Gn, ...
    'Style','popupmenu',...
    'Value',2);

fh.text(8) = uicontrol('Parent',fh.fig(1), ...
    'Units','pixels', ...
    'BackgroundColor',[0.8 0.8 0.8], ...
    'Position',[171 66 40 25], ...
    'FontWeight','bold',...
    'FontSize',10,...
    'Style','text',...
    'String','Gain :');

fh.conv(2) = uicontrol('Parent',fh.fig(1), ...
    'Units','pixels', ...
    'ListboxTop',0, ...
    'BackgroundColor',[0.8 0.8 0.8], ...
    'Position',[25 40 240 25], ...
    'FontSize',9,...
    'HorizontalAlignment','left',...
    'String','Simple Conversion en Newtons',...
    'Style','checkbox', ...
    'Tag','Checkbox1',...
    'Value',0);

fh.control(7) = uicontrol('Parent',fh.fig(1), ...
    'Units','pixels', ...
    'Callback','centre_des_pressions("travail")', ...
    'ListboxTop',0, ...
    'FontSize',10,...

```

```

'Position',[175 15 75 20], ...
'String','Traitement', ...
'Tag','Pushbutton1');

fh.control(8) = uicontrol('Parent',fh.fig(1), ...
    'Units','pixels', ...
    'Callback','centre_des_pressions("terminus")', ...
    'FontSize',10,...
    'Position',[50 15 75 20], ...
    'String','Quitter');

fh.control(9) = uicontrol('Parent',fh.fig(1), ... %Modif MG
    'Units','pixels', ...
    'BackgroundColor',[0.8 0.8 0.8], ...
    'Position',[80 210 70 25], ...
    'String',vg.nomcanaux, ...
    'Style','popupmenu',...
    'Visible','off',...
    'Value',1);

fh.control(10) = uicontrol('Parent',fh.fig(1), ...
    'Units','pixels', ...
    'BackgroundColor',[0.8 0.8 0.8], ...
    'Position',[80 180 70 25], ...
    'String',vg.nomcanaux, ...
    'Style','popupmenu',...
    'Visible','off',...
    'Value',2);

fh.control(11) = uicontrol('Parent',fh.fig(1), ...
    'Units','pixels', ...
    'BackgroundColor',[0.8 0.8 0.8], ...
    'Position',[80 150 70 25], ...
    'String',vg.nomcanaux, ...
    'Style','popupmenu',...
    'Visible','off',...
    'Value',3);

fh.control(12) = uicontrol('Parent',fh.fig(1), ...
    'Units','pixels', ...
    'BackgroundColor',[0.8 0.8 0.8], ...
    'Position',[80 120 70 25], ...
    'String',vg.nomcanaux, ...
    'Style','popupmenu',...
    'Visible','off',...
    'Value',4);

fh.control(13) = uicontrol('Parent',fh.fig(1), ...
    'Units','pixels', ...
    'BackgroundColor',[0.8 0.8 0.8], ...

```

```

'Position',[205 210 70 25], ...
'String',vg.nomcanaux, ...
'Style','popupmenu',...
'Visible','off',...
'Value',length(vg.nomcanaux)-3);

fh.control(14) = uicontrol('Parent',fh.fig(1), ...
'Units','pixels', ...
'BackgroundColor',[0.8 0.8 0.8], ...
'Position',[205 180 70 25], ...
'String',vg.nomcanaux, ...
'Style','popupmenu',...
'Visible','off',...
'Value',length(vg.nomcanaux)-2);

fh.control(15) = uicontrol('Parent',fh.fig(1), ...
'Units','pixels', ...
'BackgroundColor',[0.8 0.8 0.8], ...
'Position',[205 150 70 25], ...
'String',vg.nomcanaux, ...
'Style','popupmenu',...
'Visible','off',...
'Value',length(vg.nomcanaux)-1);

fh.control(16) = uicontrol('Parent',fh.fig(1), ...
'Units','pixels', ...
'BackgroundColor',[0.8 0.8 0.8], ...
'Position',[205 120 70 25], ...
'String',vg.nomcanaux, ...
'Style','popupmenu',...
'Visible','off',...
'Value',length(vg.nomcanaux));           %

fh.text(9) = uicontrol('Parent',fh.fig(1), ...
'Units','pixels', ...
'BackgroundColor',[0.8 0.8 0.8], ...
'Position',[40 208 40 25], ...
'FontWeight','bold',...
'FontSize',10,...
'Style','text',...
'Visible','off',...
'String','Xab :');

fh.text(10) = uicontrol('Parent',fh.fig(1), ...
'Units','pixels', ...
'BackgroundColor',[0.8 0.8 0.8], ...
'Position',[40 178 40 25], ...
'FontWeight','bold',...
'FontSize',10,...
'Style','text',...

```

```

'Visible','off',...
'String','Xcd :');
fh.text(11) = uicontrol('Parent',fh.fig(1), ...
'Units','pixels', ...
'BackgroundColor',[0.8 0.8 0.8], ...
'Position',[40 148 40 25], ...
'FontWeight','bold',...
'FontSize',10,...
'Style','text',...
'Visible','off',...
'String','Yac :');

```

```

fh.text(12) = uicontrol('Parent',fh.fig(1), ...
'Units','pixels', ...
'BackgroundColor',[0.8 0.8 0.8], ...
'Position',[40 118 40 25], ...
'FontWeight','bold',...
'FontSize',10,...
'Style','text',...
'Visible','off',...
'String','Ybd :');

```

```

fh.text(13) = uicontrol('Parent',fh.fig(1), ...
'Units','pixels', ...
'BackgroundColor',[0.8 0.8 0.8], ...
'Position',[165 208 40 25], ...
'FontWeight','bold',...
'FontSize',10,...
'Style','text',...
'Visible','off',...
'String','Za :');

```

```

fh.text(14) = uicontrol('Parent',fh.fig(1), ...
'Units','pixels', ...
'BackgroundColor',[0.8 0.8 0.8], ...
'Position',[165 178 40 25], ...
'FontWeight','bold',...
'FontSize',10,...
'Style','text',...
'Visible','off',...
'String','Zb :');

```

```

fh.text(15) = uicontrol('Parent',fh.fig(1), ...
'Units','pixels', ...
'BackgroundColor',[0.8 0.8 0.8], ...
'Position',[165 148 40 25], ...
'FontWeight','bold',...
'FontSize',10,...
'Style','text',...
'Visible','off',...

```

```

'String','Zc :');
fh.text(16) = uicontrol('Parent',fh.fig(1), ...
'Units','pixels', ...
'BackgroundColor',[0.8 0.8 0.8], ...
'Position',[165 118 40 25], ...
'FontWeight','bold',...
'FontSize',10,...
'Style','text',...
'Visible','off',...
'String','Zd :');

%-----
case 'choix'

    affaire=get(fh.choix(1),'Value'); % Choix du calcul selon le nombre de canaux dispo
    switch (affaire)
    case 1

        set(fh.text(2), 'Enable','on','Visible','on'); %Modif MG
        set(fh.text(3), 'Enable','on','Visible','on');
        set(fh.text(4), 'Enable','on','Visible','on');
        set(fh.text(5), 'Enable','on','Visible','on');
        set(fh.text(6), 'Enable','on','Visible','on');
        set(fh.text(7), 'Enable','on','Visible','on');
        set(fh.text(9), 'Enable','off','Visible','off');
        set(fh.text(10), 'Enable','off','Visible','off');
        set(fh.text(11), 'Enable','off','Visible','off');
        set(fh.text(12), 'Enable','off','Visible','off');
        set(fh.text(13), 'Enable','off','Visible','off');
        set(fh.text(14), 'Enable','off','Visible','off');
        set(fh.text(15), 'Enable','off','Visible','off');
        set(fh.text(16), 'Enable','off','Visible','off');
        set(fh.control(1), 'Enable','on','Visible','on');
        set(fh.control(2), 'Enable','on','Visible','on');
        set(fh.control(3), 'Enable','on','Visible','on');
        set(fh.control(4), 'Enable','on','Visible','on');
        set(fh.control(5), 'Enable','on','Visible','on');
        set(fh.control(6), 'Enable','on','Visible','on');
        set(fh.control(9), 'Enable','off','Visible','off');
        set(fh.control(10), 'Enable','off','Visible','off');
        set(fh.control(11), 'Enable','off','Visible','off');
        set(fh.control(12), 'Enable','off','Visible','off');
        set(fh.control(13), 'Enable','off','Visible','off');
        set(fh.control(14), 'Enable','off','Visible','off');
        set(fh.control(15), 'Enable','off','Visible','off');
        set(fh.control(16), 'Enable','off','Visible','off');

    end
    return
%-----

```

```

case 'travail'

    affaire = get(fh.choix(1),'Value');    % Choix du calcul selon le nombre de canaux dispo
    conversion = get(fh.conv(1),'Value');
    conversion2 = get(fh.conv(2),'Value');
    vgain = get(fh.gain(1),'value');

    poids = get(fh.control(3),'Value');

    switch(affaire)
    %-----
    case 1 % Calcul du CP à 6 canaux

        [l,nb_canaux] = size(vg.matrice);
        if nb_canaux < 6
            msgbox('Le nombre de canaux choisi est supérieur à celui des données
acquises','Attention !','error');
        else
            for canal=1:6                    % Modif MG en cours
                valeur(1,canal) = get(fh.control(canal),'value');
            end                               %

            cFx=[1.506 0.008 0.037 -0.007 0.011 0.003];
            cFy=[-0.002 1.489 -0.005 -0.004 0.004 0.000];
            cFz=[0.006 0.016 5.911 -0.008 0.003 0.002];
            cMx=[0.000 -0.000 0.000 0.597 0.002 -0.000];
            cMy=[-0.000 -0.000 0.000 0.001 0.596 -0.003];
            cMz=[0.002 0.001 -0.001 -0.001 0.001 0.3];

            mc=[cFx;cFy;cFz;cMx;cMy;cMz];

            % Données d'entrée
            g=fh.Gn(vgain);
            Vo=10;

            % Conversion en Newton
            cst=0.000001*Vo*g;

            v=max(size(vg.matrice));
            for co = 1:max(size(vg.matrice{1}))
                for ess = 1:max(size(vg.matrice{1}{co}(1,:)))
                    for canal=1:6
                        x = vg.matrice{valeur(1,canal)}{co}(:,ess);
                        temp(:,canal,ess) = x;
                        clear x
                    end
                    Tc(:,:,ess)=mc;

                    Amti(:,:,ess)=temp(:,:,ess)*Tc(:,:,ess);
                    donnees(:,:,ess)=Amti(:,:,ess)/cst;
                end
            end
        end
    end
end

```

```

clear temp
cop{1}(:,1)=donnees(:,4,ess)./donnees(:,3,ess);
cop{2}(:,1)=-donnees(:,5,ess)./donnees(:,3,ess);

if conversion2 == 1;
    for canal=1:6
        vg.matrice{v+canal}{co}(:,ess)= donnees(:,canal,ess);
        vg.nomcanaux{v+canal}= strcat('Newtons-',vg.nomcanaux{valeur(1,canal)});
        vg.signal{2}{v+canal}{co}= strcat('Newtons ou Newtons.metre (N ou N.m)');

        vg.signal{1}{v+canal}{co}= 'Temps (s)';
        vg.signal{4}{v+canal}{co}= vg.signal{4}{poids}{co};
        vg.signal{3}{v+canal}{co} =
1/vg.signal{4}{poids}{co}:1/vg.signal{4}{poids}{co}:length(cop{1}(:,1))/vg.signal{4}{poids}{co};
    end
else

    if conversion == 1;
        vg.matrice{v+1}{co}(:,ess)= cop{1}(:,1).*1000;
        vg.matrice{v+2}{co}(:,ess)= cop{2}(:,1).*1000;

        vg.signal{2}{v+1}{co}= 'CP antéro-postérieur (mm)';
        vg.signal{2}{v+2}{co}= 'CP médiolatéral (mm)';
    else
        vg.matrice{v+1}{co}(:,ess)= cop{1}(:,1);
        vg.matrice{v+2}{co}(:,ess)= cop{2}(:,1);

        vg.signal{2}{v+1}{co}= 'CP antéro-postérieur (m)';
        vg.signal{2}{v+2}{co}= 'CP médiolatéral (m)';
    end
end
end
end

if conversion2==1;
else
    for co = 1:max(size(vg.matrice{1}))
        vg.signal{1}{v+1}{co}= 'Temps (s)';
        vg.signal{1}{v+2}{co}= 'Temps (s)';

        vg.signal{4}{v+1}{co}= vg.signal{4}{poids}{co};
        vg.signal{4}{v+2}{co}= vg.signal{4}{poids}{co};
        vg.signal{3}{v+1}{co} =
1/vg.signal{4}{poids}{co}:1/vg.signal{4}{poids}{co}:length(cop{1}(:,1))/vg.signal{4}{poids}{co};
        vg.signal{3}{v+2}{co} =
1/vg.signal{4}{poids}{co}:1/vg.signal{4}{poids}{co}:length(cop{1}(:,1))/vg.signal{4}{poids}{co};
    end
end

```

```

    end
    vg.nomcanaux{v+1}=strcat('CP-Antero-Post');
    vg.nomcanaux{v+2}=strcat('CP-Medio-Lat');
end

clear Amti Tc mc cFx cFy cFz cMx cMy cMz cst donnees x

set(hh.control(11),'String',vg.nomcanaux);
end

%-----
case 'terminus'
    delete(fh.fig(1));
    clear global fh;
    return
end

%-----
function EMG(varargin)

global vg fh;
if nargin == 0
    commande = 'ouverture';
else
    commande = varargin{ 1 };
end
%
switch(commande)
%-----
case 'ouverture'

fh.fig(1) = figure('Units','pixels', ...
    'Color',[0.8 0.8 0.8], ...
    'Name','ATTENTION !! un répertoire par sujet', ...
    'MenuBar','none', ...
    'NumberTitle','off', ...
    'Position',[600 400 400 160], ...
    'Resize','off');

fh.titre(1) = uicontrol('Parent',fh.fig(1), ...
    'Units','pixels', ...
    'BackgroundColor',[0.8 0.8 0.8], ...
    'ListboxTop',0, ...
    'FontSize',10,...
    'FontWeight','normal',...
    'Position',[25 100 340 50], ...
    'String','Les fichiers Codamotion doivent être exportés en format *.mat et seul le groupe
ExportChannels sera importé', ...
    'Style','text');
```

```
fh.titre(2) = uicontrol('Parent',fh.fig(1), ...
    'Units','pixels', ...
    'BackgroundColor',[0.8 0.8 0.8], ...
    'ListboxTop',0, ...
    'FontSize',10,...
    'FontWeight','bold',...
    'Position',[25 85 350 20], ...
    'String','Format du nom des Données à importer :', ...
    'Style','text');
```

```
fh.titre(3) = uicontrol('Parent',fh.fig(1), ...
    'Units','pixels', ...
    'ListboxTop',0, ...
    'FontSize',10,...
    'Position',[75 60 250 20], ...
    'Style','text', ...
    'String','Condition_Essai.mat');
```

```
fh.control(3) = uicontrol('Parent',fh.fig(1), ...
    'Units','pixels', ...
    'Callback','lireCodaEMG("travail")', ...
    'ListboxTop',0, ...
    'FontSize',10,...
    'Position',[225 15 75 20], ...
    'String','OK', ...
    'Tag','Pushbutton1');
```

```
fh.control(4) = uicontrol('Parent',fh.fig(1), ...
    'Units','pixels', ...
    'Callback','lireCodaEMG("terminus")', ...
    'FontSize',10,...
    'Position',[100 15 75 20], ...
    'String','Quitter');
```

```
%-----
```

```
case 'travail'
```

```
    close (fh.fig(1));
```

```
    directory_name = uigetdir;
```

```
    if directory_name ==0;
```

```
        return
```

```
    else
```

```
        vg.adresse = directory_name;
```

```
    end
```

```
    rechercheTxt = sprintf('%s/*.mat', directory_name);
```

```
    Fichiers = dir(rechercheTxt);
```

```

h = waitbar(0, 'Lecture des fichiers "Codamotion" en cours...');

cond={};

Cond_old = "";
Pos_Conf = 0;
for i = 1:size(Fichiers, 1);
    waitbar(i / size(Fichiers,1), h);
    nomFichier = Fichiers(i).name;

    % chargement du fichier
    Data = load(strcat(directory_name,'\',nomFichier));

    % Séparation des fichiers par condition et essai
    Num_Essai = str2double(Fichiers(i).name(end-6:end-4));
    vg.essais{1,Num_Essai} = Num_Essai;

    j = 1;
    Caractere = Fichiers(i).name(j);
    Nom_Condition = "";
    while Caractere ~= '_'
        Nom_Condition = strcat(Nom_Condition,Caractere);
        j = j+1;
        Caractere = Fichiers(i).name(j);
    end

    if strcmp(Nom_Condition,Cond_old) ~= 1
        Cond_old = Nom_Condition;
        Pos_Conf = Pos_Conf + 1;
    end
    cond{1,Pos_Conf} = Nom_Condition;
    vg.condition=cond;

    % Ajouter si EMG,
    % Donnees = Data.ExportChannels.ExportChannels;
    Donnees = orderfields(Data.EMG.Analog);
    Donnees = rmfield(Donnees,
['FPChannel01';'FPChannel02';'FPChannel03';'FPChannel04';'FPChannel05';'FPChannel06';'F
PChannel07';'FPChannel08';'FPChannel09';'FPChannel10';'FPChannel11';'FPChannel12']);
    Nom_Canaux_Init = cell(length(fieldnames(Donnees)),1);
    Nom_Canaux_Init(1:length(fieldnames(Donnees))) = fieldnames(Donnees);

    NbCanaux = 0;

    for NbC_I= 1:length(Nom_Canaux_Init)
        if size(Donnees.(Nom_Canaux_Init{NbC_I}).Data,2) == 1
            NbCanaux = NbCanaux + 1;
        else
            NbCanaux = NbCanaux + 3;
        end
    end

```

```

end

Nom_Canaux = cell(NbCanaux,1);
Unit = cell(NbCanaux,1);
Pos_Canal = 1;
Rate = Donnees.(Nom_Canaux_Init{1}).Rate;
Duree = length(Donnees.(Nom_Canaux_Init{1}).Data)-1/Rate;
Time = zeros(NbCanaux,Rate*Duree+1);
Matrice = zeros(NbCanaux,Rate*Duree+1);

for NbC_I = 1:length(Nom_Canaux_Init)
    if size(Donnees.(Nom_Canaux_Init{NbC_I}).Data,2) == 1
        Nom_Canaux(Pos_Canal) = Nom_Canaux_Init(NbC_I);
        Matrice(Pos_Canal,:) =
Donnees.(Nom_Canaux_Init{NbC_I}).Data(1:Rate*Duree+1,1);
        Unit{Pos_Canal} = Donnees.(Nom_Canaux_Init{NbC_I}).Units;
        Time(Pos_Canal,:) =
0:1/Rate:length(Donnees.(Nom_Canaux_Init{NbC_I}).Data(1:Rate*Duree+1,1))/Rate-
1/Rate;
        Pos_Canal = Pos_Canal + 1;

    else
        Nom_Canaux(Pos_Canal) = strcat(Nom_Canaux_Init(NbC_I),'_X');
        Matrice(Pos_Canal,:) =
Donnees.(Nom_Canaux_Init{NbC_I}).Data(1:Rate*Duree+1,1);
        Nom_Canaux(Pos_Canal + 1) = strcat(Nom_Canaux_Init(NbC_I),'_Y');
        Matrice(Pos_Canal + 1,:) =
Donnees.(Nom_Canaux_Init{NbC_I}).Data(1:Rate*Duree+1,2);
        Nom_Canaux(Pos_Canal + 2) = strcat(Nom_Canaux_Init(NbC_I),'_Z');
        Matrice(Pos_Canal + 2,:) =
Donnees.(Nom_Canaux_Init{NbC_I}).Data(1:Rate*Duree+1,3);
        Unit{Pos_Canal} = Donnees.(Nom_Canaux_Init{NbC_I}).Units;
        Unit{Pos_Canal + 1} = Donnees.(Nom_Canaux_Init{NbC_I}).Units;
        Unit{Pos_Canal + 2} = Donnees.(Nom_Canaux_Init{NbC_I}).Units;
        Time(Pos_Canal,:) =
0:1/Rate:length(Donnees.(Nom_Canaux_Init{NbC_I}).Data(1:Rate*Duree+1,1))/Rate-
1/Rate;
        Time(Pos_Canal + 1,:) =
0:1/Rate:length(Donnees.(Nom_Canaux_Init{NbC_I}).Data(1:Rate*Duree+1,1))/Rate-
1/Rate;
        Time(Pos_Canal + 2,:) =
0:1/Rate:length(Donnees.(Nom_Canaux_Init{NbC_I}).Data(1:Rate*Duree+1,1))/Rate-
1/Rate;
        Pos_Canal = Pos_Canal + 3;
    end
end

for Index = 1:size(Nom_Canaux,1)
%     vg.matrice{Index}{Pos_Cond}(:,Num_Essai) =
interp1(Time(Index,:),Matrice(Index,:),0:1/NewRate:Duree);

```

```

%         for isNaN = Duree*NewRate+1:-1:1
%             if isnan(vg.matrice{Index}{Pos_Cond}(isNaN,Num_Essai))
%                 else
%                     vg.matrice{Index}{Pos_Cond}(isNaN:end,Num_Essai) =
vg.matrice{Index}{Pos_Cond}(isNaN,Num_Essai) .*
ones(1,length(isNaN:Duree*NewRate)+1);
%                     break
%                 end
%             end
%         end
vg.matrice{Index}{Pos_Cond}(:,Num_Essai) = Matrice(Index,:);
vg.signal{1}{1,Index}{Pos_Cond} = 's';
vg.signal{2}{1,Index}{Pos_Cond} = Unit{Index};
vg.signal{3}{1,Index}{Pos_Cond} = Time(Index,:); %0:1/NewRate:Duree;
vg.signal{4}{1,Index}{Pos_Cond} = Rate; % NewRate;
vg.nomcanaux{Index} = Nom_Canaux{Index};
vg.nomcanaux{1,Index} = vg.nomcanaux{1,Index};
end

clear Data Donnees
end

close (h)
clear h i Fichiers nomFichier Num_Essai Caractere Cond_old Pos_Cond Nom_Condition
Nom_Canaux Donnees Rate an Index Matrice Unit Time Pos_Canal

vg.sauve=0;
traitement 'finlect'

%-----
case 'terminus'
delete(fh.fig(1));
clear global fh;
return
end

```