



*UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
CAMPUS DE GUARATINGUETÁ*

CÉSAR FERREIRA AMORIM

AVALIAÇÃO DO SINCRONISMO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO COM O
EQUILÍBRIO DINÂMICO DE JOGADORES DE FUTEBOL DURANTE O CHUTE

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. Tamotsu Hirata

Guaratinguetá

2012

A524a	<p>Amorim, César Ferreira Avaliação do sincronismo do sinal eletromiográfico com o equilíbrio dinâmico de jogadores de futebol durante o chute / César Ferreira Amorim - Guaratinguetá : [s.n.], 2012. 103 f. : il. Bibliografia: f. 85-98</p> <p>Tese (doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2012. Orientador: Prof. Dr Tamotsu Hirata</p> <p>1. Biomecânica 2. Eletromiografia 3. Jogadores de futebol I. Título</p> <p style="text-align: right;">CDU 612.766(043)</p>
-------	--

unesp 


UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
CAMPUS DE GUARATINGUETÁ

CÊSAR FERREIRA AMORIM


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. Marcelo dos Santos Pereira
Coordenador


BANCA EXAMINADORA:


Prof. Dr. TAMOTSU HIRATA
Orientador - UNESP-FEG


Prof. Dr. JOSÉ ELIAS TOMAZINI
UNESP-FEG


Prof. Dr. RUBENS ALEXANDRE DA SILVA JUNIOR
UNOPAR


Prof. Dr. FABIANO POLITTI
UNIOVE


Prof. Dr. DANIELA APARECIDA BIASOTTO GONZALEZ
UNIOVE

Junho de 2012

DADOS CURRICULARES**CÉSAR FERREIRA AMORIM**

NASCIMENTO	17.12.1965 – CAMPOS DO JORDÃO / SP
FILIAÇÃO	Manoel Ferreira Amorim Maria de Jesus Amorim
1987/1992	Curso de Graduação Engenharia Elétrica - UNIVAP
2001/2003	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, nível de Mestrado, no Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da UNIVAP
2007/2012	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível de Doutorado, na Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá da UNESP

AGRADECIMENTOS

A Deus por abençoar a mim e toda minha família.

Especialmente, ao orientador Prof. Dr. Tamotsu Hirata pelos conhecimentos transmitidos durante todo o período de doutoramento, pois com sua sabedoria, honestidade e simplicidade ajudaram-me a tornar realidade este trabalho tão desejado.

A minha esposa Adriana e meu filho Thiago por todo amor, apoio e carinho transmitidos durante toda minha caminhada acadêmica.

Aos meus pais que nunca pouparam esforços para a minha educação, assim como, para meus irmãos.

Aos professores da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá pelos conhecimentos transmitidos durante a realização do curso para a obtenção dos créditos.

Aos colegas de profissão e amigos pela amizade e pela convivência.

A empresa EMG system do Brasil pelo apoio e pelos equipamentos e todo suporte gentilmente cedidos para os ensaios deste trabalho.

Ao fisioterapeuta e amigo Luciano Rosa e aos atletas da equipe de futsal do São José.

E a Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá – UNESP por possibilitar a realização deste trabalho no Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica, na área de projetos.

“O maior pecado do ser humano é ignorar suas forças interiores, seus poderes criadores e sua herança.

Estuda-te...

Vê quanta coisa és capaz de fazer...”

(O . S. Marden)

AMORIM, CF. Avaliação do sincronismo do sinal eletromiográfico com o equilíbrio dinâmico de jogadores de futebol durante o chute. 2012. 102f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2012.

RESUMO

O controle postural é um fator determinante na execução de gestos funcionais que necessitam de um alto desempenho da coordenação motora, como por exemplo, nas atividades esportivas. Neste presente trabalho foi abordada a modalidade esportiva do futebol, e de forma mais específica, o gesto técnico do chute. Neste sentido, o objetivo deste trabalho foi de investigar o equilíbrio dinâmico durante o chute futebolístico por meio de um sistema de análise com uma tarefa controlada. O sistema proposto foi constituído por um dispositivo disparador vertical de bola, alvo de acerto, sistema de aquisição de sinais com eletromiografia, acelerômetria, registro do instante do acionamento do disparador, e por uma plataforma de força. A amostra foi constituída por 11 atletas profissionais de futsal, os quais realizaram a tarefa de vinte e cinco chutes ao alvo com a bola em movimento vertical. Para análise dos dados foi proposta a identificação e análise do comportamento dos sinais dos músculos Glúteo média (GM), Tibial anterior (TA), Fibular longo (FL) e Vasto lateral (VL), em relação às variáveis estabilométricas do equilíbrio postural no pré-chute, durante o chute e após-chute. Foram apresentados os gráficos das médias das variáveis estabilométricas: posição média, desvio padrão, deslocamento total, amplitude, velocidades, frequências médias e frequências medianas na direção ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML), centro de pressão (COP) e respectiva direção de oscilação, desenvolvidas durante a execução da tarefa controlada do chute. Os resultados apresentaram o comportamento das médias dos valores RMS (root mean square) dos músculos glúteo médio (GL), tibial anterior (TA), fibular longo (FL) e vasto lateral (VL) no pré-chute, durante o chute e pós-chute em relação a análise postural através do COP. O que também foi observado na análise das variáveis estabilométricas posição média, desvio padrão, amplitude, velocidade, frequência média e mediana nas posições ântero-posterior (AP) e media lateral (ML). Diante dos resultados deste trabalho, a análise do comportamento dos sinais EMG dos músculos envolvidos no equilíbrio dinâmico e das variáveis estabilométricas quantificadas através da plataforma de equilíbrio demonstrou ser uma ferramenta eficaz para análise do equilíbrio dinâmico em atletas praticantes de futebol durante a realização da tarefa controlada do chute.

PALAVRAS- CHAVE: Eletromiografia. Oscilação postural. Centro de pressão. Futebol.

AMORIM, C.F. Evaluation of the synchronism of the EMG signal with the dynamic balance of football players during the kick. 2012. 102f. Thesis (Doctorated in Mechanical Engineering) – Engineering School of Guaratinguetá, São Paulo State University, Guaratingueta, 2012.

ABSTRACT

Postural control is a determining factor in the execution of functional movements that require a high performance of the motor control coordination, such as sporting activities. In this study the soccer sports activity was chosen, and more specifically, the technical movement of the kick. The objective this study was to investigate the postural sway through the kick's movement control. A vertical ball shooting machine (VBS) with an active target was especially developed to measure the effectiveness of the kick. This system was synchronized with electromyographic signal, accelerometer and force platform in order to recognize the movement. Eleven professional athletes of soccer kicked the ball twenty-five times on target using the VBS system by EMG System do Brasil. Data analysis was proposed for identification and correlation of the signal behavior of the middle gluteus muscle (GM), tibialis anterior (TA), peroneus longus (FL) and vastus lateralis (VL) in relation stabilometric variables of postural sway before the kick, during the kick and after the kick. It was analysed of stabilometric variables: the mean position, standard deviation, total displacement, amplitude, speed, median frequencies in the anteroposterior (AP) and mediolateral (ML) of the center of pressure (COP) and direction of oscillation during the controlled kick. The results showed the same trends in the behavior of the RMS (root mean square) of the gluteus medius muscle (LG), tibialis anterior (TA), peroneus longus (FL) and vastus lateralis (VL) before the kick during the kick and after the kick. This was also observed in the analysis of the variables stabilometric, standard deviation, speed, median frequency in anteroposterior (AP) and mediolateral (ML). Considering the results of this study, analysis of the behavior of EMG signals of the muscles involved in equilibrium during the kick synchronized with stabilometric variables through the force platform has proven to be an effective tool for analysis of movement in athletes of the soccer players during the execution of the kick controlled.

KEYWORDS: Electromyography. Postural sway. Center of pressure. Soccer.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Diagrama Representativo da colocação de eletrodos de superfície em diferentes pontos no músculo (AMORIM, 2002).....	27
Figura 2 -	Diagrama Representativo da colocação de eletrodos de superfície em relação aos sentidos das fibras musculares (AMORIM, 2002).....	28
Figura 3 -	Diagrama representativo de um sistema de aquisição de sinal biológico (AMORIM, 2002).....	29
Figura 4 -	Representação esquemática do amplificador monopolar (AMORIM, 2002).....	30
Figura 5 -	Representação esquemática do amplificador bipolar (AMORIM,2002).....	30
Figura 6 -	Faixa de ganho adequada (AMORIM, 2002).....	31
Figura 7 -	Faixa do conversor A/D em desacordo com o ganho de amplificação (AMORIM, 2002).....	32
Figura 8 -	Faixa do conversor A/D com escala adequada em relação ao ganho de amplificação (AMORIM, 2002).....	32
Figura 9 -	Exemplo da relação da grandeza física com o sinal digital. (AMORIM, 2002).....	34
Figura 10 -	Sinal original de interferência (AMORIM, 2002).....	35
Figura 11 -	Sinal original retificado (AMORIM, 2002).....	35
Figura 12 -	Sinal EMG bruto (A), sinal EMG retificado (B), envoltória linear do sinal EMG normalizado no tempo e amplitude (C).....	36
Figura 13 -	Distribuição percentual das tarefas mais utilizadas presentes nos trabalhos de controle postural selecionados para essa revisão de literatura.....	50
Figura 14 -	Distribuição percentual das tarefas menos utilizadas presentes nos trabalhos de controle postural selecionados para essa revisão de literatura (ROSA, 2010).....	51
Figura 15 -	Distribuição percentual das tarefas selecionadas como “Funcionais” presentes nos trabalhos de controle postural selecionados para essa revisão de literatura. As barras em vermelho representam as tarefas que foram relacionadas à atividade esportiva (ROSA, 2010).....	51
Figura 16 -	Distribuição percentual dos segmentos articulares do membro inferior dos trabalhos selecionados para essa revisão de literatura relacionados à área	

	ortopédica.....	52
Figura 17 -	Planta da bancada experimental da TCC. Valores expressos em centímetros (ROSA, 2010).....	55
Figura 18 -	Desenho esquemático da vista frontal do alvo fixado na parede anteriormente à plataforma de força. Valores expressos em centímetros (ROSA, 2010).....	55
Figura 19 -	Bancada experimental. Distância vertical máxima da bola impulsionada pelo DVB (ROSA, 2010).....	56
Figura 20 -	Bancada experimental. Altura da bola no instante do contato com o pé (ROSA, 2010).....	57
Figura 21 -	Instrumentação utilizada durante a coleta de dados	58
Figura 22 -	Disparador Vertical de Bola (DVB). A= Subconjunto mecânico; B= Subconjunto elétrico, (ROSA, 2010).....	59
Figura 23 -	DVB – vista oblíqua (A), vista superior (B), vista lateral (C) e vista frontal (D) (ROSA, 2010).....	60
Figura 24 -	Bola utilizada no DVB (ROSA, 2010).....	62
Figura 25 -	Representação gráfica gerada pelo software da análise do estatocinesigrama (elipse), do estabilograma (deslocamento AP e ML) e da densidade espectral da potência (EMG System do Brasil, disponível em: www.emgsystem.com.br . Acesso em 18.12.2011).....	64
Figura 26 -	Plataforma de força Biomec400 utilizada para análise do COP (EMG System do Brasil, disponível em: www.emgsystem.com.br . Acesso em 18.12.2011).....	64
Figura 27 -	Representação da tela da análise estabilográfica dos parâmetros da plataforma de força (EMG System do Brasil, disponível em: www.emgsystem.com.br . Acesso em 18.12.2011).....	65
Figura 28 -	Precisão da calibração da plataforma de força com posicionamento real e medido do COP fornecida pelo fabricante (EMG System do Brasil, disponível em: www.emgsystem.com.br	66
Figura 29 -	Sistema de aquisição de sinais (EMG System do Brasil, disponível em: www.emgsystem.com.br . Acesso em 18.12.2011).....	67
Figura 30 -	(a) Eletrodo descartável de Ag/Ag/Cl (Medtrace); (b) Lixa para esfoliação (bio-logic Systems); (c) Gel eletrocondutor (Pharmaceutical Innovations).	68

Figura 31 -	Sujeito com apoio unipodal para realização da Tarefa controlada do chute (TCC).....	70
Figura 32 -	Sincronização temporal do sinal EMG com as variáveis cinéticas para seleção da fase do chute.....	71
Figura 33 -	Sincronização temporal dos sinais com as fases pré-chute; chute; pós-chute.....	72
Figura 34 -	Mediana, valores mínimo e máximo, primeiro e terceiro quartis da variável posição ântero-posterior do COP das três fases estudadas.....	78
Figura 35 -	Média e desvio padrão da variável posição médio-lateral do COP das três fases estudadas.....	79
Figura 36 -	Média e desvio padrão da variável desvio padrão ântero-posterior do COP das três fases estudadas.....	79
Figura 37 -	Mediana, valores mínimo e máximo, primeiro e terceiro quartis da variável desvio padrão médio-lateral do COP das três fases estudadas.....	79
Figura 38 -	Média e desvio padrão da variável deslocamento total ântero-posterior do COP das três fases estudadas.....	80
Figura 39 -	Média e desvio padrão da variável amplitude AP do COP das três fases estudadas.....	80
Figura 40 -	Média e desvio padrão da variável amplitude ML do COP das três fases estudadas.....	80
Figura 41 -	Mediana, valores mínimo e máximo, primeiro e terceiro quartis da variável área do COP das três fases estudadas.....	81
Figura 42 -	Média e desvio padrão da variável velocidade AP do COP das três fases estudadas.....	81
Figura 43 -	Mediana, valores mínimo e máximo, primeiro e terceiro quartis da variável velocidade ML do COP das três fases estudadas.....	81
Figura 44 -	Mediana, valores mínimo e máximo, primeiro e terceiro quartis da variável frequência mediana AP do COP das três fases estudadas.....	82
Figura 45 -	Mediana, valores mínimo e máximo, primeiro e terceiro quartis da variável frequência mediana ML do COP das três fases estudadas.....	82
Figura 46 -	Média e desvio padrão da variável frequência média ML do COP das três fases estudadas.....	82

Figura 47 - Média e desvio padrão da variável frequência média AP do COP das três fases estudadas.....	83
Figura 48 - Média e desvio padrão do músculo glúteo médio esquerdo (GME) das três fases estudadas.....	83
Figura 49 - Mediana, valores mínimo e máximo, primeiro e terceiro quartis do músculo fibular longo esquerdo (FLE) das três fases estudadas.....	83
Figura 50 - Mediana, valores mínimo e máximo, primeiro e terceiro quartis do músculo tibial anterior esquerdo (TAE) das três fases estudadas.	84
Figura 51 - Mediana, valores mínimo e máximo, primeiro e terceiro quartis do músculo vasto lateral esquerdo (VLE) das três fases estudadas.....	84

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Características dos sujeitos da amostra parcial (n=11) quanto à idade (anos), massa (kg) e estatura (cm).....	53
Tabela 2 - Estatística descritiva das variáveis e fases do movimento estudadas.....	78

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AP	-	Ântero-posterior
AVD	-	Atividade da vida diária
CM	-	Centro de massa
CG	-	Centro de gravidade
COP	-	Centro de pressão
DVB	-	Disparador Vertical de Bola
EMG	-	Eletromiografia
FEG	-	Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá
FLE	-	Músculo fibular longo
FUNC	-	Funciona
GME	-	Músculo glúteo médio esquerdo
Hz	-	Hertz
LCA	-	Ligamento cruzado anterior
ML	-	Médio-lateral
MMII	-	Membros inferiores
RMS	-	Raiz quadrática da média ao quadrado
SNC	-	Sistema nervoso central
TCC	-	Tarefa controlada do chute
TAE	-	Músculo tibial anterior esquerdo
3D	-	Tridimensional
VLE	-	Músculo vasto lateral esquerdo

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	18
1.1	Contextualização da Tese.....	18
1.2	Objetivo.....	21
1.2.1	Objetivo geral.....	21
1.2.2	Objetivos específicos.....	21
1.3	Justificativa.....	22
1.4	Hipótese.....	22
1.5	Publicações obtidas.....	22
1.5.1	Artigos completos publicados em periódicos.....	22
1.5.2	Resumos estendidos apresentados em anais de congressos.....	23
1.6	Estrutura da tese.....	24
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	25
2.1	Eletromiografia cinesiológica.....	25
2.1.1	Tipo e colocação dos eletrodos.....	27
2.2	Considerações sobre aquisição de sinais eletromiográficos.....	28
2.2.1	Amplificador biológico.....	28
2.2.2	Ganho de amplificação do sinal.....	30
2.2.3	Filtragem do Sinal.....	31
2.2.4	Conversor Analógico / Digital.....	32
2.2.5	Taxa de amostragem.....	33
2.2.6	Calibração.....	34
2.3	Tratamento Matemático.....	34
2.3.1	Processamento no domínio temporal.....	34
2.3.2	Remoção da componente DC presente no sinal.....	34
2.3.3	Retificação do sinal.....	34
2.3.4	Valor rms do sinal.....	36
2.4	Normalização do sinal no domínio do tempo.....	36
2.4.1	Normalização em amplitude.....	36
2.4.2	Integral do EMG.....	36
2.4.3	Filtragens do sinal retificado.....	36

2.4.4	Processamento no domínio da frequência.....	38
2.5	Sistema visual e proprioceptivo.....	38
2.6	Postura e estabilometria.....	40
2.7	Sistema sensorio motor.....	42
2.8	Mecanismos de mensurações das respostas do sistema sensorio-motor.....	44
2.9	Investigação sensorio-motora por meio da análise do controle postural.....	45
2.10	Análise das tarefas utilizadas para investigação do controle postural.....	50
3	METODOLOGIA.....	53
3.1	Comitê de ética em pesquisa.....	53
3.2	Delineamento de pesquisa e composição da amostra.....	53
3.3	Bancada experimental.....	54
3.4	Instrumentação.....	57
3.4.1	Disparador Vertical de Bola (DVB).....	59
3.4.2	Plataforma de força vertical.....	62
3.4.3	Acelerômetro.....	66
3.4.4	Sistema de aquisição de sinais.....	66
3.4.5	Eletromiografia de superfície.....	67
3.5	Procedimento experimental.....	69
3.5.1	Coleta dos dados.....	69
3.5.2	Tratamento e análise dos dados.....	70
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	73
5	CONCLUSÃO	82
	REFERÊNCIAS.....	83
	BIBLIOGRAFIA CONSULTADA.....	90
	ANEXO A - APRECIÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA.....	97
	APÊNDICE A - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO.....	98

1 INTRODUÇÃO

1.1 Contextualização da tese

A primeira dedução lógica de eletricidade gerada por músculos foi documentada pelo italiano Francesco Redi em 1666, devida à suspeita de que a descarga do peixe elétrico fosse de origem muscular.

Com o despertar da ciência durante a Renascença, o interesse pelos músculos também começou a aumentar. Leonardo da Vinci (1452 - 1519), por exemplo, dedicou muito de seus pensamentos para a análise de músculos e suas funções através de dissecações anatômicas em cadáveres (BASMAJIAN ; DELUCA, 1985).

Os primeiros experimentos científicos tiveram como objetivo principal, conhecer o músculo e suas funções (BASMAJIAN; DELUCA, 1985). No decorrer dos anos subseqüentes, uma série de cientistas estudou a dinâmica dos músculos. Luigi Galvani apresentou o primeiro relato sobre as propriedades elétricas dos músculos e nervos em 1791.

A esta demonstração da existência de potenciais neuromusculares denominou-se "Eletricidade Animal". Esta descoberta foi reconhecida como o marco inicial para o surgimento da neurofisiologia. A partir desse momento, várias pesquisas começaram a ser desenvolvidas (BASMAJIAN, 1962).

A eletromiografia de superfície é uma técnica de registro e monitoração dos sinais elétricos do músculo em contração.

Um dos maiores problemas metodológicos da EMG é a presença freqüente de ruídos, entende-se por ruídos as interferências presentes no sinal EMG, cuja origem é distinta do sinal oriundo da atividade elétrica neuromuscular. Podemos ter como exemplo de artefatos as interferências da corrente alternada da rede elétrica, da freqüência cardíaca, do mau-contato eletrodo-pele, entre outros (BASMAJIAN; DELUCA, 1985).

A presença de artefatos é dificilmente evitável nesse tipo de aquisição, uma vez que para a amplificação considerável do sinal captado em microvolts (μV), outros sinais considerados como ruído também são amplificados e podem comprometer a interpretação do sinal EMG.

Portanto, essa relação sinal-ruído foi um problema que exigiu inúmeros estudos e tentativas de resolução para que o sinal EMG pudesse ser melhor interpretado. Após várias pesquisas, a solução para diminuir o ruído do sinal EMG teve início com a construção do amplificador diferencial (ACIERNO, BARATTA, SOLOMONOW, 1995).

O amplificador de sinais é um dispositivo eletrônico e tem a função de amplificação e filtragem da banda de sinais que se deseja registrar.

No início, os amplificadores apresentavam o problema de ter o sinal adquirido de maneira dependente da resistência elétrica da pele. Isso fez com que muitos estudos iniciais merecessem a monitoração da resistência da pele e da temperatura ambiente no momento em que o exame era realizado. Esse fato dificultou e até tornou impossível reproduzir alguns experimentos realizados com a EMG (DELUCA, 1985).

Com o passar do tempo, foram sendo realizadas as correções nesse sistema e, atualmente, os amplificadores apresentam entradas de alta impedância e permitem a atenuação do ruído a níveis que permitem a reprodução de experimentos sem interferência nos resultados. Sendo assim, essa nova geração de amplificadores, tem como característica principal, amplificar um determinado tipo de sinal biológico independente da resistência da pele (WINTER,1990). A evolução dos cabos e conectores também devem ser considerados no processo de desenvolvimento do equipamento de aquisição do sinal EMG, uma vez que o tipo de material condutor e sistema de isolamento, permitiram minimizar a presença de ruídos.

Todo esse desenvolvimento tem como proposta principal o auxílio na investigação e análise do movimento humano. Os conhecimentos científicos em biomecânica é um exemplo prático da utilização desses recursos tecnológicos na interpretação do movimento humano (WINTER, 1990).

A biomecânica pode ser definida genericamente como a disciplina que estuda a mecânica dos seres vivos, ou mais especificamente como a ciência que examina as forças que agem sobre e dentro de uma estrutura biológica assim como seus efeitos produzidos (HATZE, 1974). A partir dessa complexa abordagem sobre as áreas de atuação da Biomecânica para análise do movimento humano (BURDEM, 1999) é importante discutir conceitos, critérios e métodos, considerando que a problemática estará centrada na utilização da eletromiografia para uma interpretação fidedigna.

A EMG pode ser definida como o estudo da função muscular através da análise do sinal elétrico gerado durante a contração muscular. O estudo da função muscular através da EMG permite fazer interpretações em condições normais e patológicas (BASMAJIAN ; De LUCA, 1985).

Foram realizados importantes estudos sobre interpretações da atividade muscular com o uso da EMG. Esses estudos visaram não somente a função qualitativa mais também a função quantitativa do movimento humano, acrescentando, assim, novas informações sobre a atividade muscular e considerando-se a evolução no processamento e na instrumentação

aplicada a EMG (BASMAJIAN; De LUCA, 1985; WINTER, 1990; DAINTY; NORMAN, 1987).

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, 2007).

Para realizar os protocolos de avaliação ou testes biomecânicos, podem ser utilizados os grupos de métodos de medição definidos em biomecânica do esporte, como a antropometria, cinemetria, dinamometria e eletromiografia (AMADIO, 1996) e ainda o sistema de medição denominado de termometria (ÁVILA, 2002).

Tais métodos de medição são capazes de analisar alguns parâmetros do sistema sensorio-motor, e como este sistema possui relação direta com o desempenho funcional nas atividades diárias e esportivas, se faz necessários a realização de testes sensorio-motores nos procedimentos fisioterapêuticos e treinamentos esportivos.

Outro fato, diretamente relacionado, é a necessidade da integridade dos mecanismos centrais e periféricos para a manutenção do perfeito funcionamento do controle neuromotor, portanto, a análise sensorio-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. Uma vez, que essa afirmativa possa tornar-se verdadeira, faz com que aumente o grau de relevância do desenvolvimento e aplicação em pesquisas de testes sensorio-motores para a otimização de testes clínicos na evolução nos procedimentos terapêuticos adotados na reabilitação física, além de contribuir para uma melhor compreensão da gravidade da lesão.

Por outro lado, a complexidade do sistema sensorio-motor diante da necessidade da perfeita integração e processamento dos componentes sensoriais, motor e central, torna-se não menos complexos os métodos de mensuração desse sistema, como por exemplo, os métodos que analisam o controle postural, sejam elas por meio da oscilação do centro de pressão (COP), e ou, pela variação do centro de massa (CM) corporal, entre outros.

A questão a ser respondida é: *“como utilizar tarefas que possam ser bem controladas e ao mesmo tempo serem mais funcionais?”*

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.

No futebol, esporte mais praticado em todo o mundo, a biomecânica do chute futebolístico é o gesto técnico mais estudado dessa modalidade, pois o chute apesar de não ser a única tarefa funcional do futebol, contempla a principal e mais utilizada tarefa durante o jogo (AMADIO; SERRÃO, 2007).

O estudo do controle postural durante a execução do chute, além de contribuir para a compreensão do movimento corporal de equilíbrio deste gesto esportivo, pode também fornecer maior perspectiva para a investigação da influência de possíveis déficits sensório-motores causados por lesões músculo-esquelético no futebol.

Diante disso, este estudo propõe o desenvolvimento de dispositivos e sistemas de análise biomecânica que possibilitem realizar tarefas mais funcionais e ao mesmo tempo bem controladas, como por exemplo, em testes biomecânicos de controle postural durante a execução de tarefas motoras funcionais que simulem o gesto esportivo.

1.2 Objetivo

1.2.1 Objetivo geral

- Estabelecer um sistema para investigar o equilíbrio dinâmico e a atividade muscular do membro inferior de apoio durante o chute futebolístico por meio de uma tarefa controlada.

1.2.2 Objetivos específicos

- Analisar a atividade elétrica dos músculos do membro de apoio nas fases de pré-chute, chute e pós-chute através da eletromiografia de superfície.
- Verificar a influência do movimento de chute nas variáveis estabilométrias nas fases de pré-chute, chute e pós-chute através da plataforma de força.
- Identificar um padrão de movimento correlacionando o sinal eletromiográfico, acelerometria, disparador vertical automático da bola com as variáveis estabilométricas durante a tarefa controlada do chute.

1.3 Justificativa

- Sistema que permita a interpretação de fases do movimento, possibilitando identificar padrões, podendo ser utilizado durante o acompanhamento e aperfeiçoamento do treinamento, na reabilitação e investigações de patologias associadas a prática esportiva.
- Existem poucos estudos metodológicos associados à prática do chute de jogadores de futebol do ponto de vista da biomecânica funcional, controle postural associado às atividades elétricas dos músculos envolvidas no movimento.

1.4 Hipótese

- O chute futebolístico influencia o equilíbrio dinâmico e o comportamento muscular do membro inferior de apoio durante o chute.
- Os músculos glúteo médio esquerdo (GME), tibial anterior esquerdo (TAE), fibular longo esquerdo (FLE) são responsáveis pela manutenção da estabilidade e precisão do chute .
- O deslocamento do centro de pressão (COP) na direção ântero-posterior (COP_{ap}) e na direção médio-lateral (COP_{ml}), são dependentes do controle muscular do membro inferior de apoio no movimento do chute.

1.5 Publicações obtidas

1.5.1 Artigos completos publicados em periódicos

- **Amorim, César F.** ; Giannasi, Lilian Chrystiane ; Ferreira, Luciano Maia Alves ; Magini, Márcio ; Oliveira, Claudia S. ; de Oliveira, Luis Vicente Franco ; Hirata, Tamotsu ; Politti, Fabiano . Behavior analysis of electromyographic activity of the masseter muscle in sleep bruxers. Journal of Bodywork and Movement Therapies, v. 14, p. 234-238, 2010.
- Queiroz, Bergson C. ; Cagliari, Mariana F. ; **Amorim, César F.** ; Sacco, Isabel C. . Muscle Activation During Four Pilates Core Stability Exercises in Quadruped

Position. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation (Print)^{JCR}, v. 91, p. 86-92, 2010.

- Carvalho, Rodrigo Gustavo da Silva ; **Amorim, César Ferreira** ; Perácio, Luis Henrique Rossi ; Coelho, Helder Figueiredo ; Vieira, André Carleone ; Karl Menzel, Hans- Joachim ; Szmuchrowski, Leszek Antoni . Analysis of various conditions in order to measure electromyography of isometric contractions in water and on air. Journal of Electromyography and Kinesiology^{JCR}, v. 20, p. 988-993, 2010.
- Cesar, Guilherme Manna ; Pereira, Vanessa Santos ; Santiago, Paulo Roberto Pereira ; Benze, Benedito Galvão ; da Costa, Paula Hentshel Lobo ; **Amorim, César Ferreira** ; Serrão, Fabio Viadanna . Variations in dynamic knee valgus and gluteus medius onset timing in non-athletic females related to hormonal changes during the menstrual cycle?. Knee (Oxford)^{JCR}, p. ahead-of print, 2010.
- Eneida Yuri Suda; **César Ferreira Amorim**; Isabel de Camargo Neves Sacco. Influence of ankle functional instability on the ankle electromyography during landing after volleyball blocking. Journal of Electromyography and Kinesiology, Volume 19, Issue 2, Pages e84-e93, 2009.

1.5.2 Resumo estendido apresentado em anais de congressos.

- **Cesar Ferreira Amorim**, Luciano Rosa, Bruno Mazziotti, Joaquim Grava, Renato Soares, Tamotsu Hirata. Behavior of electromyographic signal and postural balance in athletes of soccer during training of the kick controlled. 7th World Congress on Science & Football 2011 & 9th Annual Conference of Japanese Society of Science & Football 2011. May 26 to 30, 2011. Nagoya University, Japão.
- Luciano Rosa, Bruno Mazziotti, Joaquim Grava, **Cesar Ferreira Amorim**, Renato Soares, Tamotsu Hirata. Electromyographic analysis of the adductor muscles in soccer players with pain in the pubic region: A case study. 7th World Congress on Science & Football 2011 & 9th Annual Conference of Japanese Society of Science & Football 2011. May 26 to 30, 2011. Nagoya University, Japão.

- Luciano Rosa, Bruno Mazziotti, Joaquim Grava, **Cesar Ferreira Amorim**, Renato Soares, Tamotsu Hirata. Countermovement jump analysis in soccer players with pain in the pubic region: A case study. 7th World Congress on Science & Football 2011 & 9th Annual Conference of Japanese Society of Science & Football 2011.ay 26 to 30 , 2011. Nagoya University, Japão.

1.6 Estrutura da tese

No capítulo 1, foram apresentados o posicionamento do problema no envolvimento do contexto clínico e a sua relevância da investigação; a explicitação dos objetivos, sendo finalizada pela estruturação geral do trabalho.

No capítulo 2, foi descrita a revisão bibliográfica inserindo no contexto específico do trabalho a aplicação da investigação no controle postural no futebol, apoiada nos conceitos fundamentais da fisiologia do sistema sensório-motor e publicações realizadas

No capítulo 3, foi constituído da descrição metodológica da presente investigação, incluindo o delineamento da pesquisa e a composição da amostra; da descrição do dispositivo e do sistema desenvolvido; a definição do protocolo experimental, e do tratamento e análise dos dados.

No capítulo 4, a apresentação dos resultados relacionados ao sistema proposto e à metodologia da tarefa controlada do chute.

No capítulo 5, as conclusões e comentários voltados à proposta e concepção do presente trabalho.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Eletromiografia cinesiológica

A eletromiografia apresenta inúmeras aplicações, notadamente na clínica médica para diagnóstico de doença neuromuscular ou do traumatismo, na reabilitação, como um instrumento cinesiológico para o estudo da função muscular em atividades específicas (AMADIO ; DUARTE,1996).

Segundo De Luca (1997), o sinal eletromiográfico serve como um indicador da iniciação da atividade muscular, podendo fornecer a seqüência de disparo de um ou mais músculos realizando uma determinada tarefa. Outra importante informação do sinal eletromiográfico é indicar a contribuição da força de músculos individuais, bem como de grupos musculares.

Os eletrodos utilizados no exame eletromiográfico convertem o sinal elétrico resultante da despolarização muscular, em um potencial elétrico capaz de ser processado por um amplificador, sendo a diferença de potencial elétrico o fator a ser processado. A amplitude dos potenciais depende da diferença de potencial entre os eletrodos onde, quando maior a diferença de potenciais, maior será a amplitude ou voltagem do potencial elétrico (PORTNEY, 1993).

Turker (1993) relata que a decisão sobre a instrumentação a ser usada durante a coleta do sinal eletromiográfico inclui relacionar os eletrodos, amplificador, filtros, registros, decodificadores e ruído do equipamento. A escolha do eletrodo dependerá do músculo a ser estudado.

De Luca (1997), descreveu os fatores que influenciam o sinal eletromiográfico dividindo-os em 3 categorias: causadores, intermediários e determinantes.

Os fatores causadores têm um efeito básico ou elementar sobre o sinal, sendo divididos em fatores extrínsecos e intrínsecos. Incluem-se, entre os fatores extrínsecos a configuração dos eletrodos, a distância entre os eletrodos, a localização dos eletrodos em relação ao ponto motor e a junção miotendinosa, a localização dos eletrodos em relação à borda lateral do músculo e a orientação do eletrodo em relação às fibras musculares. Os fatores intrínsecos são as características fisiológicas, anatômicas e bioquímicas do músculo, tais como, o número de unidades motoras ativas em um tempo particular de contração, o tipo de fibra muscular, o fluxo sangüíneo no músculo, o diâmetro das fibras, a profundidade e a localização das fibras ativas dos músculos em relação aos eletrodos de detecção, a quantidade de tecido entre a

superfície do músculo e o eletrodo e outros fatores que ainda precisam ser identificados, tais como o comprimento da zona de despolarização e o fluxo iônico através da membrana (WINTER, 1990).

Os fatores intermediários representam os fenômenos físicos e fisiológicos que são influenciados por um ou mais fatores causativos e, por sua vez, influenciam os fatores determinantes. Dentre eles, encontram-se o volume de detecção do eletrodo, superposição do potencial de ação no sinal eletromiográfico detectado, "cross-talk" de músculos vizinhos, velocidade de condução do potencial de ação e o efeito de filtragem espacial. Já os fatores determinantes têm uma ação direta sobre o sinal eletromiográfico e incluem o número de unidades motoras ativas, a interação mecânica entre as fibras musculares, a taxa de disparo e o número de unidades motoras detectadas, amplitude, duração e forma dos potenciais de ação das unidades motoras e a estabilidade de recrutamento de tais unidades (DELUCA, 1997).

Soderberg e Cook (1984) descreveram as limitações, os métodos de coleta de dados e a interpretação da atividade elétrica. Em relação ao tipo de eletrodo, acreditam que o de superfície pode ser usado em músculos superficiais, sem causar desconforto para o voluntário.

Para comparar os dados eletromiográficos obtidos de diferentes indivíduos ou de um mesmo indivíduo em diferentes dias, o procedimento de normalização é usualmente considerado necessário para o registro e quantificação dos dados eletromiográficos (TURKER, 1993).

A preocupação com o estabelecimento de normas comuns a serem seguidas para a coleta, registro, análise e interpretação de sinais eletromiográficos tem sido proposto por Basmajian e De Luca (1985), Winter (1990), Turker (1993), Acierno et al. (1995) que apresentam um guia prático para uniformização de procedimentos a serem usados em estudos eletromiográficos. Desta forma, frente aos conhecimentos atuais pode-se observar uma tendência de consenso entre os pesquisadores, sobre a utilização de instrumentação adequada para coleta, registro e tratamento do sinal eletromiográfico.

Há estudos na literatura (TURKER, 1993; ERVILHA et al., 1998; AMADIO; DUARTE, 1996) que descrevem a necessidade da normalização da amplitude do sinal eletromiográfico, quando se pretende fazer comparações entre diferentes músculos, voluntários, materiais e dias de medidas. Isto decorre da grande variabilidade observada pelos pesquisadores quando da análise dos traçados eletromiográficos obtidos tanto para diferentes indivíduos como para diferentes músculos.

O sinal eletromiográfico pode ser retificado através do processamento matemático ou através do RMS (root mean square), raiz quadrada da média dos quadrados dos valores

instantâneos. Este sinal então pode ser filtrado por um filtro passa baixa de 5Hz, para uma apresentação do envoltório da curva. Pode-se, então fazer o processamento do sinal de acordo com o objetivo específico do trabalho (AMADIO; DUARTE, 1996). Em geral, é necessário normalizar um sinal eletromiográfico visando minimizar as diferenças entre os indivíduos, quando não comparando pré e pós-tratamento.

A normalização do sinal eletromiográfico pode ser feita pela contração voluntária máxima (CVM), podendo associar a máxima contração ao valor correspondente a 100%.

Com essa informação é possível fazer a correspondência em porcentagem dos sinais EMG registrados durante o estudo muscular, permitindo assim a comparações entre indivíduos (ERVILHA, 1998).

A frequência de amostragem de um sistema que registra sinais EMG de superfície deve ser no mínimo 1kHz por canal, em acordo com a teoria de Nyquist que estabelece que a frequência de amostragem deve ser no mínimo duas vezes a componente de maior frequência do sinal. Um valor para frequência de amostragem comumente usada em artigos científicos presentes na literatura é de 2kHz por canal.

2.1.1 Tipo e colocação dos eletrodos

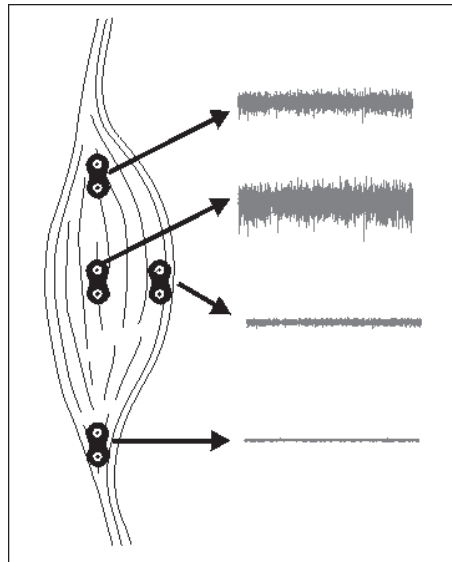


Figura 1 - Diagrama representativo da colocação de eletrodos de superfície em diferentes pontos no músculo (Amorim, 2002)

Na colocação dos eletrodos deve-se ter cuidado com os músculos adjacentes, uma vez que se os eletrodos forem colocados muito próximos a outros músculos que não o de interesse

pode ocorrer “cross-talk”. Outro fator importante é a colocação do eletrodo “terra ou referência” que deve ter uma boa área de contato.



Figura 2 - Diagrama representativo da colocação de eletrodos de superfície em relação ao sentido das fibras musculares (Amorim, 2002).

2.2 Considerações sobre aquisição de sinais eletromiográficos

Para uma interpretação objetiva do sinal eletromiográfico, em análise quantitativa, pode-se distinguir três características fundamentais destes tipos de sinais: duração, amplitude e frequência. Apresenta-se a seguir uma pequena abordagem do significado de cada uma (De LUCA, 1997).

A duração da atividade eletromiográfica, corresponde ao período de ativação do músculo estudado. A amplitude expressa o nível de atividade do sinal, e varia com a quantidade de atividade elétrica detectada no músculo, fornecendo informação sobre a intensidade de ativação muscular. Valor RMS (*Root Mean Square*), valor médio, valor de pico, valor pico a pico, são formas de avaliar a amplitude do sinal. A frequência pode ser entendida como a taxa de excitação da célula muscular. A distribuição das frequências do sinal de EMG deve-se a um conjunto amplo de fatores: composição do músculo, as características do potencial de ação das fibras musculares ativas, os processos de coordenação intramuscular, as propriedades dos eletrodos e o local onde são colocados no músculo.

Pode-se dizer que o tratamento do sinal inicia-se, indiretamente, no momento da colocação dos eletrodos, uma vez que a limpeza da pele, a quantidade e temperatura do gel condutor, a posição dos eletrodos, a relação do sinal com o ruído, que expressa a razão entre a energia do sinal gerado durante a contração muscular e a energia do ruído proveniente de várias fontes indesejáveis que são fatores decisivos no nível e na pureza do sinal de EMG que será coletado (TURKER, 1993).

Os sinais de EMG são afetados pelas propriedades anatômicas e fisiológicas dos músculos, pelo esquema de controle do sistema nervoso periférico e pela instrumentação utilizada na coleta de sinal. Então, é importante entender os fundamentos das funções básicas dos músculos para o correto registro de sinais de EMG (BASMAJIAN ; DE LUCA, 1985).

2.2.1 Amplificadores Biológicos

A aquisição de sinais é caracterizada pela obtenção de informações que podem ser analisadas por meio do estudo das grandezas físicas envolvidas em um processo. Essas grandezas físicas podem ser medidas através de sensores que as transformam em sinais elétricos podendo ser registrados através de um sistema de aquisição de dados (Figura 3). A utilização de microcomputadores torna a aquisição de dados muito mais eficiente e confiável, com a vantagem dos dados já estarem prontos para análise e processamento (NASCIMENTO et al.,2007).



Figura 3 - Diagrama representativo de um sistema de aquisição de sinal biológico (AMORIM, 2002)

Sensores ou transdutores são dispositivos que convertem grandezas físicas em sinais elétricos, tensão ou corrente. Os condicionadores de sinais são equipamentos eletrônicos que modificam o sinal de entrada de alguma forma, seja pela amplificação, atenuação, ou pela filtragem e isolamento. O sinal de EMG, por exemplo, possui amplitude da ordem de microvolts (μV) e precisa ser amplificado, filtrado durante sua captação (AMORIM, 2002).

Existem basicamente duas técnicas para captação do sinal de EMG: uma utiliza eletrodo monopolar e a outra utiliza eletrodo bipolar. Na configuração monopolar apenas um eletrodo é colocado na pele por cima do músculo a investigar (Figura 4). Este eletrodo detecta o

potencial elétrico em relação a um eletrodo de referência, colocado em local onde não é afetado pela atividade elétrica gerada pelo músculo a ser estudado. Na configuração bipolar são usados dois eletrodos em cada músculo, que também captam o sinal em relação a um eletrodo de referência colocado em um ponto neutro também denominado de eletrodo terra (Figura 5). O corpo humano funciona como uma boa antena para captar e conduzir energia eletromagnética (AMORIM, 2002).

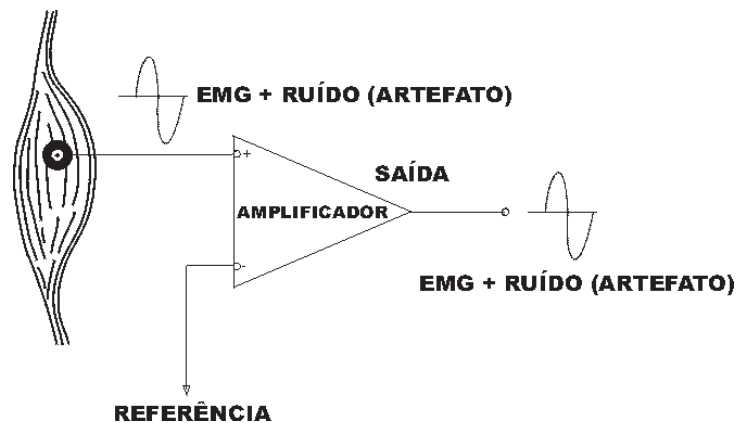


Figura 4 - Representação esquemática do amplificador monopolar (AMORIM,2002)

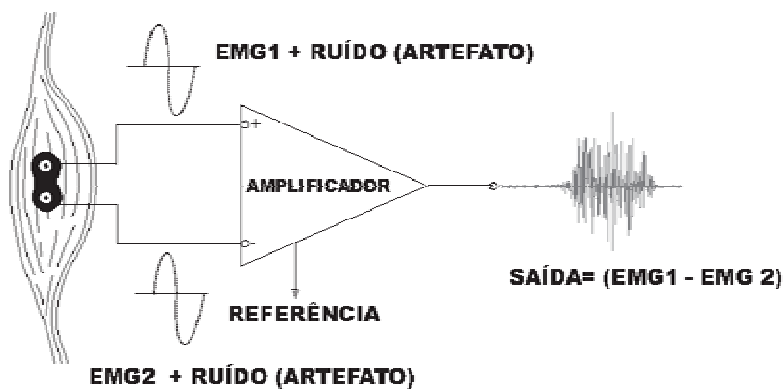


Figura 5 - Representação esquemática do amplificador bipolar (AMORIM,2002)

2.2.2 Ganho de amplificação do sinal

O ganho é definido como a razão entre a voltagem que entra e aquela que sai do

amplificador. O ganho escolhido deve atender as características da experiência, dos músculos estudados, do tipo de eletrodo e da utilização futura do sinal amplificado. Considerando que o sinal de EMG (de superfície) apresenta na contração voluntária máxima uma amplitude que não excede os 5 mV pico a pico (Figura 6), o ganho utilizado deve ser ajustável entre 10 e 1000 vezes. Deve-se tomar cuidado para que o ganho escolhido não exceda a voltagem esperada em nenhuma etapa do sistema, sob risco de perda de parte da informação ou danos ao próprio sistema (ACIERNO, BARATA; SOLOMONOW,1985).

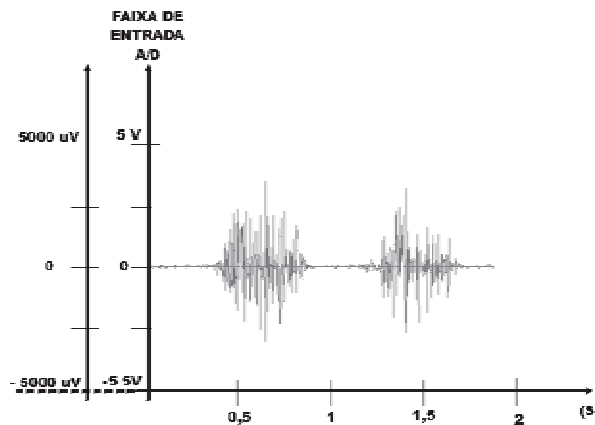


Figura 6 - Faixa de ganho adequada (AMORIM, 2002)

2.2.3 Filtragem do Sinal

Os filtros podem ser usados para eliminar componentes de frequência que não pertencem ao sinal, ou ainda, componentes que não são relevantes para determinada análise.

O sinal captado pode ser filtrado por hardware ou por software. A filtragem do sinal por hardware pode ser feita dentro da etapa de amplificação, enquanto a filtragem do sinal por software pode ser feita durante seu processamento.

Ao se medir sinais de EMG com eletrodos de superfície, há um conjunto de interferências de diversas fontes que podem se misturar ao sinal de EMG. Cada uma destas interferências tem características próprias que é necessário conhecer para a sua eliminação, seja na fase de medição, ou na fase de processamento. O sinal de EMG (de superfície), como uma soma de ondas de várias frequências, tem a sua informação útil localizada numa banda de frequências determinada entre 20 a 500 Hz (De Luca, 1995), reduzida pelo efeito de "filtro dos tecidos" que se interpõem entre as fibras ativas e a superfície de detecção. A banda passante de um filtro corresponde aos valores de frequência situados entre o filtro de corte de baixas frequências (passa-alta) e o filtro de corte de altas frequências (passa-baixa). Pode

também ser utilizado filtro que eliminam frequências específicas sendo esses denominados de: “filtro Notch” (BASMAJIAN, 1962; AMORIM et.al.,2010; POLITTI, et.al.,2010).

2.2.4 Conversor Analógico / Digital

O conversor A/D converte o sinal analógico (EMG, goniometria, transdutor de força) em dado digital. O sinal digitalizado pode então ser manipulado pelo microcomputador.

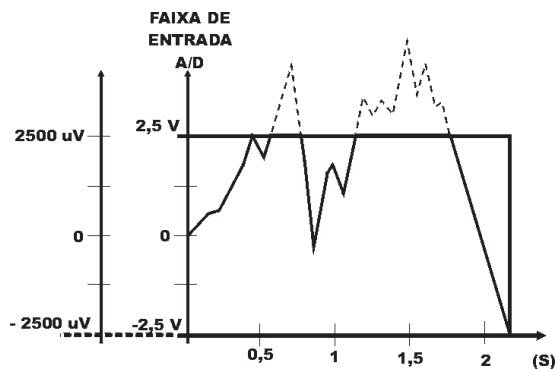


Figura 7 - Faixa do conversor A/D em desacordo com o ganho de amplificação (AMORIM, 2002).

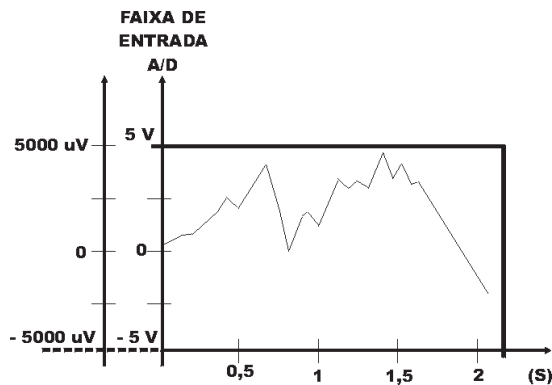


Figura 8 - Faixa do conversor A/D com escala adequada em relação ao ganho de amplificação (AMORIM, 2002).

A resolução de um conversor A/D indica a menor variação do sinal analógico que o conversor pode detectar. É geralmente indicada em termos de número de bits. Assim, têm-se conversores com resolução de 10, 12, 14, 16.bits, sendo os mais comuns os de 12 bits e 16 bits (AMORIM ,2002).

Um conversor com faixa de entrada $\pm 5V$ e resolução de 12 bits pode representar o sinal de entrada em 4096 (2^{12}) níveis ou divisões e detectará variações de 2,4 mV (10 V dividido por 4096 níveis). Já o conversor de 16 bits pode representar o mesmo sinal em 65536 (2^{16}) níveis e detectará variações de 153 μV . (10 V dividido por 65536 níveis).

2.2.5 Taxa de amostragem

Na prática o sinal de entrada do conversor A/D varia no decorrer do tempo e o que se deseja é registrar esta variação. Como a capacidade de armazenamento de um computador é finita, o registro não é contínuo e sim discreto no tempo.

A discretização no tempo é feita através da amostragem do sinal a intervalos regulares.

O inverso deste intervalo é a *taxa de amostragem*. Por exemplo, para uma taxa de amostragem de 100 amostras por segundo (ou seja, 100 Hz), o intervalo entre as amostras é de 10 milissegundos (ou seja, 1/100 de segundo). A taxa de amostragem é equivalente à resolução da conversão A/D, só que aplicada ao tempo.

Quanto maior a taxa, melhor a representação do sinal. No entanto, devido à limitação do espaço disponível para armazenamento dos dados, há uma relação de compromisso entre a taxa de amostragem e a duração da aquisição. Quanto maior a taxa, menor será a duração da aquisição. Por exemplo, para um espaço disponível de 1 milhão de amostras e uma taxa de 100 amostras por segundo, a duração máxima da aquisição será de 166 minutos e 40 segundos.

Se aumentarmos a taxa para 1000 amostras por segundo, a duração máxima será de 16 minutos e 40 segundos.

A taxa de amostragem também não pode ser muito baixa, comparada com a frequência de variação do sinal, devido ao efeito de sub-amostragem (*Aliasing*).

O efeito *Aliasing* ocorre sempre que a frequência de amostragem é menor que duas vezes a frequência da componente de maior frequência do sinal, isso está de acordo com o *Teorema de Nyquist* (DE LUCA, 1997).

O registro eletromiográfico caracteriza-se normalmente, por uma frequência máxima de 500 Hz, sendo que a amostragem deverá ser de pelo menos 1000 Hz. Quando se tratar de análise de atividades musculares em situações mais abrangentes é aconselhável trabalhar com uma taxa de amostragem na ordem de 2000 Hz, sempre tendo como parâmetro a componente de maior frequência do sinal delimitado pelo filtro passa baixa (BASMAJIAN; De LUCA, 1985).

2.2.6 Calibração

A grandeza física medida é convertida em tensão elétrica através de um sensor ou transdutor, que é então aplicada ao conversor A/D. Conhecendo-se a faixa de entrada e a resolução do conversor A/D, pode-se calcular a tensão elétrica na entrada do conversor a partir do valor digitalizado, como demonstrado no exemplo da Figura 09.



Figura 09 - Exemplo da relação da grandeza física com o sinal digital. (AMORIM, 2002)

2.3 Tratamento Matemático

Dois tipos de processamento são normalmente utilizados na investigação: processamento no domínio temporal, quando se está interessado na análise da amplitude do EMG com base no tempo, e processamento no domínio da frequência. (ACIERNO; BARATA; SOLOMONOW, 1985; SUDA; AMORIM.; SACCO, 2009).

2.3.1 Processamento no domínio temporal

Para o processamento do EMG com base no tempo, utiliza-se um conjunto de processos de transformação de curva que visam caracterizar e medir a intensidade do sinal durante o tempo de contração. Tendo aplicações cinesiológicas diversas, o processamento do EMG no domínio temporal é muito utilizado em áreas como a coordenação neuromuscular, o controle motor, a relação EMG e Força ou a participação muscular no movimento humano.

2.3.2 Remoção da componente DC presente no sinal

Muitas vezes o sinal apresenta uma componente contínua que provoca um deslocamento da linha de base do sinal. Esta componente contínua é um sinal comum que não tem qualquer relação com a atividade mioelétrica. Pode ser o resultado de fenômenos eletroquímicos entre os eletrodos e a pele ou de limitações dos amplificadores utilizados. Uma maneira fácil de

remover esta componente é calcular a média de todos os pontos amostrados, e deslocar a curva EMG deste resultado (Filtro Passa-altas).

2.3.3 Retificação do sinal

A retificação da curva é uma operação normalmente utilizada de forma a permitir a posterior integração do sinal, já que transforma uma curva com valores positivos e negativos (Figura 10), com média igual a zero, em uma curva de valores absolutos, todos positivos (Figura 11).

Existem duas formas de retificar a curva: eliminar os valores negativos (retificação de meia onda), ou invertendo-se os valores negativos e adicionando aos positivos (retificação de onda completa). A retificação de onda completa tem a vantagem de manter toda a informação contida no sinal com relação a retificação de meia onda (WINTER, 1990; ANDRADE, et al., 2006).

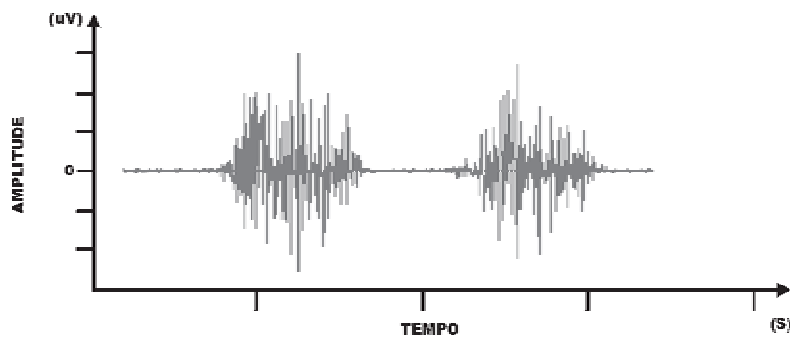


Figura 10 - Sinal original de interferência (AMORIM, 2002)

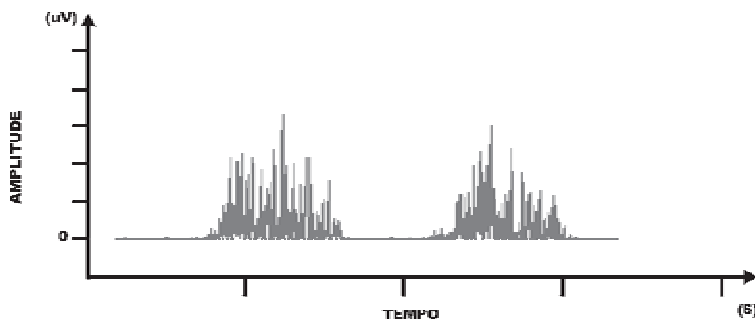


Figura 11 - Sinal original retificado (AMORIM, 2002)

2.3.4. Valor rms do sinal

O valor RMS (abreviação do inglês "root-mean-square"), corresponde à quantidade de sinal contínuo capaz de conter a mesma quantidade de energia. Matematicamente é definido como a raiz quadrada da média dos quadrados dos valores instantâneos do sinal (De LUCA, 1997; POLITTI, 2010).

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_n x^2(t)} \quad (1)$$

2.4 Normalização do sinal no domínio do tempo

Um dos problemas que surgem ao se comparar diferentes sinais EMG está relacionado com as diferenças na duração de vários sinais que se pretende comparar.

Normalizar em tempo significa transformar, sem alterar a estrutura do sinal, os sinais de duração diferentes em sinais com o mesmo número de amostras (Figura 12). Isto pode ser feito, por exemplo, tomando como referência o sinal que contém o menor número de amostras. A aplicação de um algoritmo que determine, em função da duração de cada sinal, o número de amostras a ser retirado de forma intervalada, reduz todos os sinais ao número de amostras do mais curto, sem alterar a sua forma (ERVILHA, DUARTE; AMADIO, 1998).

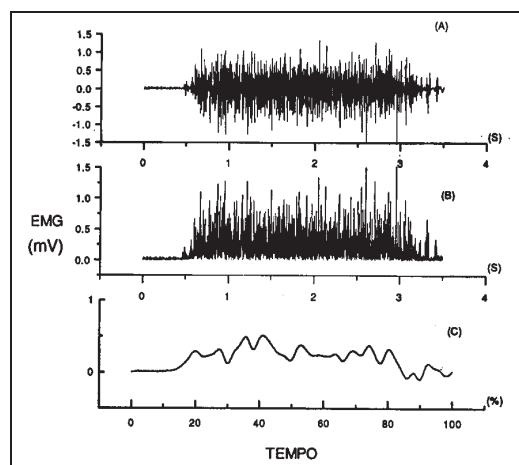


Figura 12 - Sinal EMG bruto (A), sinal EMG retificado (B), envoltória linear do sinal EMG normalizado no tempo e amplitude (C).

2.4.1 Normalização em amplitude

O sinal de EMG apresenta grande variabilidade quando comparado com registros de um mesmo indivíduo ou de indivíduos diferentes. O valor absoluto da intensidade do sinal EMG fornece por isso pouca informação, principalmente quando os sinais são de indivíduos diferentes ou do mesmo indivíduo em momentos diferentes. Uma das formas de contornar esta limitação é a normalização em amplitude do sinal EMG (Figura 12). Esta técnica consiste na transformação dos valores absolutos de amplitude, das diferentes curvas que se pretende comparar, em valores relativos a um EMG de referência considerado como 100% (ARAÚJO et al.,1992).

2.4.2 Integral do EMG

A interpretação matemática do conceito de integral consiste na determinação da área delimitada pela curva, seja esta um sinal EMG ou qualquer outro sinal. No caso do EMG, para que o resultado da integração não seja zero, deve-se usar o sinal retificado. Através da integração do sinal de EMG obtém-se um resultado que é proporcional ao número de impulsos elétricos.

2.4.3 Filtragens do Sinal retificado

Os sinais coletados em tempo real no formato original são armazenados em arquivos. Após essa fase são aplicados alguns processamentos matemáticos. Esse processamento consiste em fazer a sua retificação, ou seja, transformar a parte negativa desses sinais em positiva. Isso é necessário para permitir o cálculo da média do sinal analisado, uma vez que essa retificação não seja feita o cálculo da média dos sinais ficará próximo de zero. Isto porque a parte negativa e a positiva são simétricas, após a retificação, pode-se passar um filtro passa-baixa de 5 Hz, para ter um envoltório desse sinal (Figura 12). Quanto mais baixo for o valor desse filtro menor será a oscilação sobre da curva (WINTER, 1990).

2.4.4 Processamento no domínio da frequência

O sinal EMG apresenta as suas frequências distribuídas entre 1 e 500 Hz, com grande concentração entre os 20 e 250 Hz no caso de atividade muscular simples. A distribuição de energia nas diferentes frequências (densidade espectral de energia) espelha a predominância dos componentes de baixa ou alta frequência do sinal e tem sido utilizada em investigação cinesiológica (DE LUCA, 1997). Os fatores que influenciam o perfil espectral do sinal EMG têm sido listados por vários autores.

O EMG de superfície pode ser considerado como uma sobreposição de potenciais de ação de todas as unidades motoras ativas. O espectro de frequências do EMG contém assim informação sobre as características das diferentes fibras que contribuem para o sinal. A análise espectral pode fornecer informação sobre a duração média dos potenciais das fibras ativas, que por sua vez pode ser utilizada para determinar a velocidade média de condução das fibras musculares (AMORIM, 2002).

2.5 Sistema visual e proprioceptivo

Os sistemas proprioceptivos são responsáveis pelo sentido de posição estática e de velocidade (DIETZ, 1992). O sentido de posição estática significa percepção consciente da orientação das diversas partes do corpo e a relação mútua entre elas e o ambiente. O sentido de velocidade do movimento relaciona-se com a percepção da alteração da posição do corpo.

Os mecanorreceptores táteis localizados nas plantas dos pés informam ao sistema nervoso simpático (SNC) sobre as pressões exercidas sobre os pés e conseqüentemente sobre o alinhamento do corpo acima dos mesmos (KANDEL *et al.*, 1991).

A importância dos receptores de velocidade refere-se à habilidade de previsão dos movimentos subsequentes, pois se a velocidade com a qual alguma alteração do estado do corpo está ocorrendo for conhecida, pode-se prever o estado do corpo alguns segundos mais tarde e assim o SNC pode elaborar uma ação motora antes do risco de queda (GUYTON e HALL, 2002).

A informação tátil pode reduzir significativamente as oscilações corporais. Em combinação com a entrada proprioceptiva de pernas e tornozelo, a estimulação somatossensitiva de contato entre os pés e a superfície de suporte tem mostrado um papel importante na manutenção da postura ereta (DIENER *et al.*, 1984). JEKA e LACKNER

(1994) mostraram que um toque de pequena magnitude na ponta do dedo é suficiente para diminuir a velocidade média e a amplitude de oscilação do COP, de modo independente da entrada visual. Além disso, a informação tátil parece ser mais eficiente para reduzir estas variáveis do que a aferência visual. E constataram que existe um atraso de 300 a 400 milissegundos entre o deslocamento do COP no plano frontal e a alteração da força aplicada sobre a ponta da falange distal do indicador, com a força de contato estando adiantada em relação à oscilação corporal. Os autores consideram que o atraso de 300 milissegundos da oscilação do COP é adequado, visto que a atividade mioelétrica ocorre dentro de 100 milissegundos em resposta a uma perturbação, mas as mudanças compensatórias das oscilações podem demorar 300 milissegundos devido à inércia dos segmentos corporais. RILEY *et al.* (1997) estudaram o efeito da pressão moderada sobre o dedo e concluíram que o contato com a pele reduz a atividade estocástica do COP, o que aumenta a estabilidade postural. Indivíduos com falências somatossensoriais por neuropatia diabética mostram atrasos de latências de resposta postural. DICKSTEIN *et al.* (2003) mostraram que mesmo com a sensação de pressão sobre o dedo indicador, os pacientes com neuropatia diabética possuem uma maior latência, tanto da atividade mioelétrica quanto do deslocamento do COP após a translação da plataforma de força.

Os receptores visuais são considerados como exteroceptores porque proporcionam informação ao sistema nervoso simpático (SNC) a respeito da posição de objetos no espaço, além de determinar os seus movimentos. Além disso, a visão também informa ao SNC sobre a posição do corpo no espaço, assim como sobre a relação entre os segmentos corporais e o movimento do corpo (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 1995). Nesse caso, a visão também funciona como um sensor proprioceptivo.

A entrada visual é uma importante fonte de informação para o controle postural, embora não seja indispensável, pois é possível manter a posição ortostática mesmo quando esta aferência é suprimida. O sistema nervoso central pode errar ao interpretar o movimento relativo, seja ele de um objeto ou do próprio observador (PERRIN e LESTIENNE, 1998).

Estudos têm demonstrado que as oscilações posturais aumentam se o campo visual é movido por meio de rotação (REDFERN *et al.*, 2001). JEKA e LACKNER (1994) mostraram que a informação tátil é tão ou mais importante para o controle postural do que a informação visual. Sendo assim, pode-se discutir a importância da aferência visual para o controle do equilíbrio, pois segundo WINTER *et al.* (1998), a informação visual não influencia o controle do equilíbrio postural. O que pode explicar a diferença dos resultados relacionados à importância visual é o tipo de protocolo de teste.

A visão também é importante para diminuir a área elíptica de oscilação do COP com o indivíduo posicionado no limite do equilíbrio, por meio de inclinações do corpo, embora a realimentação visual por um monitor não possua um efeito adicional (DUARTE e ZATSIORSKY, 2002). Entretanto, a velocidade é a variável cinemática de maior acurácia entre as detectadas pelos sensores corporais para estabilizar a postura ortostática (KIEMEL et al., 2002; JEKA et al., 2004).

Para investigar a habilidade de atletas de ginástica em tarefas não acrobáticas, como a manutenção da postura ortostática, VUILLERME et al. (2001c) compararam o efeito da remoção da informação visual na amplitude e na velocidade do COP entre atletas de ginástica e de outras modalidades. A remoção da aferência visual gerou um aumento dos parâmetros estabilométricos, o qual foi mais acentuado para os atletas de outras modalidades quando em posição unipodal. Com isso, parece que os atletas de 33 ginástica possuem uma maior habilidade para a utilização de outras informações sensoriais quando a entrada visual é suprimida.

O estado de ansiedade afeta as oscilações posturais na direção ântero-posterior e quando os olhos estão abertos, conforme demonstrado por WADA et al. (2001). Como estes efeitos não ocorreram quando os indivíduos mantiveram os seus olhos fechados, os autores sugeriram que a ansiedade afeta a interação entre a entrada visual e a entrada vestibular e proprioceptiva.

A análise espectral mostra que com os olhos fechados, há um aumento da energia na banda de frequência abaixo de 3,41 Hz, mostrando que a informação visual é importante para o controle das oscilações de baixas frequências (DIETZ, 1992), concordando com REDFERN et al. (2001), que investigaram a importância da informação visual para as oscilações abaixo de 0,1 Hz.

2.6 Postura e estabilometria

Postura é um termo que pode ser definido como uma posição ou atitude do corpo, disposição relativa das partes do corpo para uma atividade específica, ou uma maneira característica de sustentar o próprio corpo (SMITH et al., 1997). Apesar da evidência de ação de alguns músculos por eletromiografia, assume-se que as posturas são usadas para realizar atividades com mínimo gasto de energia (BASMAJIAN, 1965; SMITH et al., 1997). Postura e movimento são intimamente associados e o movimento começa a partir de uma postura e termina em outra. Logo, para que o movimento seja mecanicamente eficiente, o sujeito deve

adotar posturas adequadas em momentos de transição importantes da tarefa específica. O controle voluntário predomina normalmente em curto prazo por causa da exigência de concentração do indivíduo, e por isso os ajustes posturais ocorrem em maior frequência de forma automática (SMITH et al., 1997).

A fadiga dos membros inferiores durante a postura ereta é mais intimamente associada com a insuficiência vascular na cartilagem articular comprimida e nos ligamentos tensionados (BASMAJIAN, 1965). Baseando-se nesta premissa, DUARTE e ZATSIORSKY (1999) estudaram a postura bípede não restrita de longa duração e identificaram três comportamentos consistentes do COP que fortalecem a hipótese de diminuição da perfusão sanguínea como causa principal do desconforto postural.

Em humanos, a linha de gravidade passa muito perto dos eixos articulares e isto minimiza a contração necessária de poucos músculos como sóleo, gastrocnêmio, eretor da espinha, trapézio e temporal, o qual é o principal músculo que fecha a mandíbula durante a postura ereta (BASMAJIAN, 1965; SMITH et al., 1997).

BASMAJIAN e BENTZON (1954) utilizaram eletrodos de agulha e concordaram com a maior atividade dos músculos posteriores da perna em relação ao tibial anterior. Além disso, existe frequentemente uma periodicidade da atividade e isto se deve à oscilação ântero-posterior do corpo.

Quando é mantida uma posição ereta e bem equilibrada, com baixa atividade muscular, a linha de gravidade do corpo se estende desde o nível anterior do meato acústico externo, passando anteriormente aos corpos da segunda e décima segunda vértebras torácicas, além da quinta vértebra lombar, para então passar à frente do sacro (KLAUSEN, 1965). Nesta postura, a linha de gravidade passa atrás da articulação do quadril e à frente dos complexos articulares do joelho e do tornozelo (PORTNOY e MORIN, 1956; BASMAJIAN, 1965).

Sabendo que a linha da gravidade permaneça a maior parte do tempo à frente do joelho, em alguns momentos esta linha pode mover-se para trás e causar uma moderada ativação do quadríceps (JOSEPH e NIGHTINGALE, 1954; PORTNOY e MORIN, 1956). Por isso, na maioria das pessoas nenhuma atividade mioelétrica é detectada no quadríceps durante a postura em pé bilateral (JOSEPH e NIGHTINGALE, 1954; PORTNOY e MORIN, 1956).

Durante as oscilações posturais se a linha da gravidade for deslocada anteriormente em relação ao quadril, pode haver uma atividade ligeira dos isquiotibiais (PORTNOY e MORIN, 1956; JOSEPH e WILLIAMS, 1957). Em relação aos glúteos, em estudo clássico (JOSEPH e WILLIAMS, 1957) foi mostrado que a atividade mioelétrica de glúteo máximo, glúteo médio

e glúteo mínimo, em postura ereta bípede e relaxada, assemelha-se à encontrada em repouso absoluto.

A sustentação do peso dos membros superiores em posição ereta é feita principalmente pela cápsula articular e pelos ligamentos (BASMAJIAN e BAZANT, 1959).

A estabilometria é uma técnica de avaliação do equilíbrio postural ortostático, por meio da quantificação das oscilações do corpo nos sentidos ântero-posterior e médio-lateral, com o indivíduo de pé sobre a plataforma de força (OLIVEIRA, 1996). As oscilações corporais causam uma variação da distribuição do peso sobre a plataforma. Desta forma, por meio de cálculos de momento de força, a posição do ponto resultante de aplicação das forças sobre a plataforma é definida. Este ponto é conhecido como centro de pressão dos pés e é relacionado às coordenadas médio-lateral e ântero-posterior. As séries temporais resultantes dos movimentos do COP nos eixos x e y são conhecidas como estabilogramas (OLIVEIRA, 1996). Pode-se obter também o estatocinesiograma, o qual é a representação das oscilações do COP no plano cartesiano com a abscissa sendo representada pelas oscilações laterais e a ordenada representada pelas oscilações ântero-posteriores.

A estabilometria possui diversas aplicações na área médica, sendo utilizada em geriatria, neurologia, otorrinolaringologia, ortopedia, farmacologia e toxologia. Além disso, possui aplicação também na área desportiva por meio da monitoração das alterações dos parâmetros do sinal estabilométrico em decorrência da fadiga. Como a projeção do centro de massa (CM) passa anteriormente à articulação tibiotalar, os músculos responsáveis pela flexão plantar possuem uma importante função durante a manutenção da postura ortostática.

2.7 Sistema sensório-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 advindas do sistema somatosensorial possuem como resposta o movimento reflexivo organizado no nível da medula espinhal no sistema nervoso central (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 modular o movimento

dos comandos originários dos centros superiores do SNC (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003).

Segundo Clayman apud Lephart (2000), o termo homeostase referente ao sistema somato-sensorial pode ser definido como o processo dinâmico pelo qual o organismo preserva e controla o meio interno diante das perturbações das forças externas. Para manter essa homeostase, o corpo humano é composto de muitos sistemas, e para tal controle, dentre esses sistemas existem dois que são comumente utilizados, o controle *Feedback* e o controle *Feedforward*.

A estimulação da resposta corporal corretiva após a detecção do sistema sensorial é chamada de *Controle Feedback*, enquanto que a ação corporal antecipatória que antecede a detecção do sistema sensorial é denominada de *Controle Feedforward*. 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 (BRYAN et al, 2002; KANDEL, 1991).

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 a 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 (ENOKA, 2000; BELL, 1994; BARRACK et al, 1988).

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 (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003; ENOKA, 2000; BARRACK et al, 1988).

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 corpóreos no espaço, assim como a situação espacial dos movimentos corporais (SHUMWAY-COOK: WOOLLACOTT, 2003; KANDEL, 1991).

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 a aceleração angular, denominados *canais semicirculares* compostos de cílios que são sensíveis ao movimento do fluido presente no seu interior, e de receptores sensíveis a aceleração linear, denominados de *utrículo* e *sáculo* (SHUMWAY-COOK: WOOLLACOTT, 2003; KANDEL, 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, 2000). A integração desses três grandes sistemas ao sistema de controle neuromuscular constitui o denominado sistema sensório-motor, fonte de estudo deste presente trabalho.

2.8 Mecanismos de mensurações das respostas do sistema sensório-motor

O desempenho do movimento ou gesto esportivo está intimamente associado ao perfeito funcionamento do sistema sensório-motor. Esse termo, sistema sensório-motor, foi adotado em 1997 no Congresso *Foundation of Sports Medicine Education and Research* para descrever a integração e processamento dos componentes sensórios, motor e central envolvidos na manutenção e controle do equilíbrio articular durante os movimentos corpóreos (KANDEL, 1991).

Inicialmente esse sistema começou a ser analisado por meio do conceito de cinestesia, termo utilizado para reconhecimento da posição do segmento corpóreo durante o movimento passivo e ativo, e foi complementado por Sherrington, que introduziu o termo propriocepção para incluir no conceito de cinestesia as informações advindas dos receptores vestibulares, musculares, articulares e ósseos, além de receptores cutâneos (GANDEVIA et al, 1983).

Segundo Brayan, Myers e Lephart (2002), após realizarem uma extensa revisão de técnicas utilizadas para a mensuração do sistema sensorio-motor, em trabalhos publicados no período de 1965 a 1999, dividiram em duas modalidades de técnicas de análise deste sistema, a primeira realizada pela mensuração da transmissão e aquisição aferentes periféricas e a segunda pela mensuração da transmissão eferente. Quanto à primeira modalidade citada, é composta principalmente de instrumentações que possibilitam realizar testes das três sub-modalidades da propriocepção (senso de posição articular, cinestesia e senso de tensão), enquanto que a segunda modalidade utiliza instrumentações para mensurar padrões eferentes, tais como, controle postural, testes de condução nervosa, ativação e performance muscular, rigidez articular e muscular, além de mensurações de outros padrões cinéticos e cinemáticos de tarefas específicas.

2.9 Investigação sensorio-motora por meio da análise do controle postural.

Para a investigação do controle postural são utilizadas comumente duas grandezas, o centro de pressão (COP) e o centro de massa (CM), porém as definições e funções de ambas as grandezas devem ser bem esclarecidas para o entendimento dos respectivos comportamentos e inter-relações entre elas.

O CM pode ser definido pelo ponto sobre o qual a massa do corpo está igualmente distribuída em todas as direções, ou seja, o ponto de equilíbrio do corpo (HAMILL; KNUTZEN,1999).

Enquanto que o COP, uma variável muito utilizada por pesquisadores em trabalhos que investigam as estratégias neuromecânicas do controle postural, pode ser caracterizado pelo ponto de aplicação da resultante das forças verticais que atuam na base de suporte, sendo um resultado do somatório do sistema de controle postural e da força da gravidade (DUARTE, 2000; WINTER, 1995).

Portanto, o COP é a resposta do sistema do controle postural às oscilações corporais, ou do centro de gravidade corporal (CG), devido à força da gravidade atuante no corpo humano, principalmente na postura ortostática.

O CM e o COP 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 COP, não representa a oscilação do

CM, e quando a frequência é elevada para 0,5 Hz a não representatividade do COP em relação ao CM é de aproximadamente cinquenta por cento (MOCHIZUKI; AMADIO, 2003).

Mochizuki e Amadio (2003) citam três métodos para cálculo do CM, sendo o método cinemático, cinético e por filtragem. No método cinemático o CM é determinado por meio das posições segmentares e do CM dos segmentos corpóreos que já são conhecidos, porém podem apresentar erros nos processos de análise por cinemetria e também dos próprios modelos antropométricos. Em relação ao método cinético, o CM pode ser determinado por dois procedimentos, o primeiro por meio da obtenção da aceleração horizontal através da quantificação da força horizontal e da massa, e sequencialmente integrada por duas vezes para a obtenção da linha de gravidade que passa pelo CM, ou pelo segundo procedimento, no qual o CM pode ser determinado pela medição de forças pela derivada temporal do momento angular do CM, pois a mesma é igual ao torque total do sistema. E ainda, o método por filtragem que é realizado pela utilização de um filtro passa-baixa aplicado ao COP, pois esse método é baseado no fato do deslocamento do CM apresentar frequências menores que o COP.

As situações do cotidiano em que o corpo humano sofre as oscilações do CG, e as respectivas respostas do sistema de controle postural, representado por meio do COP, ocorrem principalmente em condições dinâmicas nas transições de uma postura ortostática quieta para movimentos rápidos e de grande amplitude nas tarefas habituais realizadas nas atividades da vida diária (DUARTE, 2000), e desta forma, esse fato pode ocorrer em movimentos funcionais advindos de treinamentos específicos, como por exemplo, nas modalidades esportivas e danças artísticas.

Como os sistemas sensoriais de controle postural são compostos e integrados de forma complexa pelo sistema visual, vestibular e somatossensorial (KANDEL, SCHWARTZ, JESSELL, 1991), é naturalmente esperado que em análises experimentais do controle postural, sejam utilizadas as tarefas que modifiquem uma ou mais informações sensoriais pelos receptores desses três grandes sistemas para verificar a resposta do controle postural por meio do COP.

Os trabalhos que utilizam a oscilação do COP, e ou, do CM como variável da estratégia postural são caracterizados por metodologias compostas de tarefas específicas simples e bem controladas que proporcionem o desequilíbrio postural, sendo de forma predominante aplicadas na postura ortostática quieta, porém os testes de atividades funcionais são os mais adequados para analisar as contribuições do sistema somatossensorial periférico, visual e vestibular na estratégia do controle sensório-motor (BRAYAN et al, 2002).

As análises do controle postural também são realizadas para testar o sistema sensório-motor em alterações ortopédicas, pois as modificações do controle postural também são atribuídas às deficiências das informações aferentes das estruturas receptoras sensoriais ligamentares, capsulares e músculo-tendíneas, sendo que essas alterações estão diretamente relacionadas com a prática esportiva do futebol (FONSECA et al, 2003; BRAYAN et al, 2002; CHU et al, 2003; FRIDÉN et al, 2003).

2.10 Investigação do controle postural no futebol

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 que de alguma forma interferem na sua prática, seja ela no âmbito amador ou profissional.

Dentre as modalidades de investigações realizadas no futebol, são amplamente encontrados na literatura diversos tipos que abordam a motricidade dos gestos esportivos e suas eficiências mecânicas, e em especial, o gesto do chute, pois além de ser muito realizado durante o jogo, é por meio deste gesto técnico que se alcança com maior frequência o principal objetivo de executar o gol. Porém, até esse momento, os dados concretos acerca de parâmetros biomecânicos no futebol ainda são muito deficitários em relação ao conhecimento (AMADIO; SERRÃO, 2007).

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 de preferência para análise, o deslocamento e a velocidade linear e angular dos segmentos do membro inferior que realiza o movimento de balanço do chute BARBIERI et al, 2007; THOMAZ, 2005; SANTIAGO, 2005; TEIXEIRA, 2004, JUNIOR, 2003; BARFIELD; LEES AND NOLAN, 1998, LEVANNON; DAPENA, 1998).

Entretanto, trabalhos que abordam a análise do controle postural durante o gesto técnico do futebol ainda são escassos, principalmente quando comparados com os trabalhos presentes na literatura acerca de dados cinemáticos acima citados.

Os trabalhos presentes na literatura que apresentam a análise do controle postural relacionados com a prática do futebol realizam essa abordagem de forma indireta, ou seja, com temáticas relacionadas com diversos tipos de lesões músculo-esqueléticas

relacionadas ao futebol, e ou, com as capacidades físicas do atleta praticante dessa modalidade. A exceção é a presença da análise de equilíbrio para verificar os efeitos do cabeceio no controle postural produzidos pelo impacto da cabeça na bola (MANGUS, 2004).

Dentre as lesões músculo-esqueléticas abordadas em trabalhos de investigação do controle postural, destaca-se a articulação do joelho (LYSHOLM et al, 1998; ZÄTTERSTRÖM et al, 1994; FRIDÉN et al, 1990), principalmente devido a grande incidência de lesão do ligamento cruzado anterior (LCA) nos traumas ortopédicos e na prática esportiva (MAJEWSKI et al, 2006; CRIM, 2003; BONFIM, PACOLLA, 2000), tendo como destaque o futebol, seja ela de âmbito amador ou profissional. Estima-se que em nosso meio, a prática de futebol, seja responsável por até 68% da incidência de ruptura deste ligamento (CARNEIRO, 1999).

Tookuni *et al* (2005) analisaram o controle postural por meio da variação do COP em indivíduos com lesão unilateral do LCA comparados aos indivíduos saudáveis, os quais encontraram em seus resultados o déficit de equilíbrio maior no grupo de indivíduos com lesão do LCA na tarefa de apoio unipodal, tanto do lado do membro com lesão como no membro inferior contra-lateral.

O outro exemplo de trabalho com temática similar foi realizado por Bonfim e Pacolla (2005), os quais utilizaram a análise do COP e do CM corporal por cinematria 3D para verificar o controle postural de indivíduos com enxerto de LCA com ligamento patelar após um ano da reconstrução cirúrgica. Os resultados demonstraram que na tarefa de apoio unipodal do lado da reconstrução cirúrgica do LCA, a amplitude média de oscilação e a área de oscilação foram maiores em comparação ao grupo controle, porém a frequência e a velocidade média de oscilação não apresentaram diferenças significativas.

Uma tarefa encontrada na literatura que relaciona a análise do equilíbrio postural com o gesto técnico de futebol foi abordada pelos autores Mangus, Wallmann e Ledoard (2004).

Esses autores analisaram o controle postural de jogadores de futebol após realizarem impactos na bola com a cabeça. Nesse trabalho foi realizada uma tarefa que constitui de vinte cabeceios na bola e verificado o controle postural antes e depois da tarefa. Os resultados não apresentaram diferenças estatísticas entre os testes que precederam e postergaram a tarefa.

Gualtieri et al (2008) investigaram a correlação entre a capacidade do salto com a habilidade do controle do equilíbrio, sendo encontrado o coeficiente de correlação de 0,63 entre os dois testes. Os autores desse trabalho defendem na conclusão de suas análises, a relevância do treinamento de equilíbrio para melhorar a desempenho do salto em jogadores de futebol.

Bressel et al. (2007) analisaram o controle postural estático e dinâmico de atletas do sexo feminino praticantes de futebol, basquete e ginástica. Foram utilizados em seus estudos superfícies estáveis e instáveis, e apoio bipodal e unipodal para realização das tarefas. Em seus resultados o grupo de jogadores de basquete apresentou controle do equilíbrio estático inferior ao grupo de ginastas, e controle do equilíbrio dinâmico inferior ao grupo de jogadores de futebol, sendo que não foi apresentada diferença estatística entre o grupo de ginastas e jogadores de futebol. Esses resultados estão em acordo com os encontrados por Matsuda, Demura e Uchiyama (2008), pois esses autores demonstraram em suas análises que os atletas de futebol apresentam menor deslocamento ântero-posterior e médio-lateral em comparação ao grupo de atletas de basquete, nadadores e sedentários.

Outra análise do controle postural referente à capacidade física foi realizada por Gstöttner et al. (2009), os quais fizeram a comparação do equilíbrio entre o membro preferido e não preferido para o chute em jogadores amadores de futebol, e ainda associaram a análise eletromiográfica durante a realização dos testes. Os resultados demonstraram não haver diferença do controle do equilíbrio estático e dinâmico entre os membros preferido e não preferido, porém foi encontrada diferença estatística com o menor período de latência do músculo bíceps femoral para o membro de preferência.

Gioftsidou et al. (2006) investigaram a eficiência do programa de treinamento de equilíbrio em jogadores de futebol, além do efeito da fadiga pós-treino no controle postural.

Os resultados apresentaram não haver diferença nos testes de controle postural pré e pós-treino, porém demonstrou diferença com melhora do controle postural no grupo em que realizou o treinamento de equilíbrio.

Gerbino, Griffin e Zurakowski (2007) realizaram a abordagem do controle postural por meio do COP com a meta de comparar o equilíbrio entre um grupo de atletas praticantes de futebol e um grupo de dançarinas clássicas. Foram utilizadas para essa análise tarefas de manutenção da postura em apoio unipodal e com ausência da visão. Os resultados demonstraram uma diferença significativa do deslocamento do COP menor para o grupo de dançarinas em relação ao apresentado pelo grupo de jogadores de futebol. Esses mesmos autores destacam ainda a importância de análises do equilíbrio em 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, como por exemplo, a execução do chute durante a corrida.

2.11 Análise das tarefas utilizadas para investigação do controle postural

Foi realizada neste presente trabalho uma revisão da literatura através da seleção de 254 trabalhos de periódicos indexados e publicados no banco de dados *Medline* no período de 1996 a 2011, por meio de combinações das palavras-chaves: *Balance*; *COP*; *COM*.

Essa revisão buscou o conhecimento dos tipos de tarefas utilizadas em pesquisas com o controle postural, e especificamente das tarefas essencialmente dinâmicas funcionais e que simulavam gestos esportivos.

Para critério de inclusão os artigos deveriam abordar a análise do controle postural e apresentar de forma bem definida o tipo de tarefa utilizada em suas metodologias.

Ainda foi realizada a seleção de trabalhos relacionados com a área ortopédica, os quais foram divididos por segmentos articulares do membro inferior.

Foram classificadas como funcionais as tarefas utilizadas nos trabalhos em que desempenhavam alguma função dinâmica das atividades da vida diária (AVD), e ou, associadas aos gestos esportivos.

Quanto à distribuição das tarefas, foram encontradas e classificadas vinte e sete diferentes atividades utilizadas como tarefas para a análise do controle postural, dentre elas, doze tarefas foram mais utilizadas nos artigos (Figura 13), enquanto que outras quinze tarefas encontradas foram utilizadas com uma menor frequência (Figura 14). A tarefa predominante encontrada nos artigos foi a de apoio bipodal simples na postura ortostática, seguida do apoio unipodal simples (Figura 15).

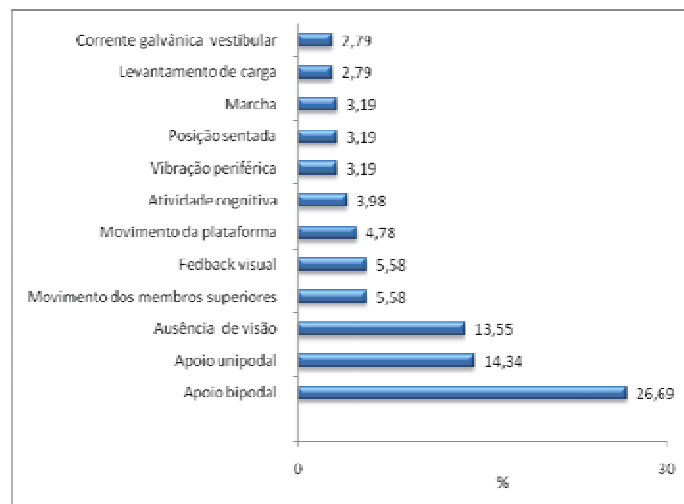


Figura 13 - Distribuição percentual das tarefas mais utilizadas presentes nos trabalhos de controle postural selecionados para essa revisão de literatura (ROSA, 2010).

Foram classificadas como funcionais apenas oito tipos de tarefas, as quais apresentaram os aspectos funcionais determinados na metodologia, sendo que essas tarefas foram utilizadas em 10,37 % das análises do controle postural nos artigos pesquisados neste trabalho (Figura 15).



Figura 14 - Distribuição percentual das tarefas menos utilizadas presentes nos trabalhos de controle postural selecionados para essa revisão de literatura (ROSA, 2010).

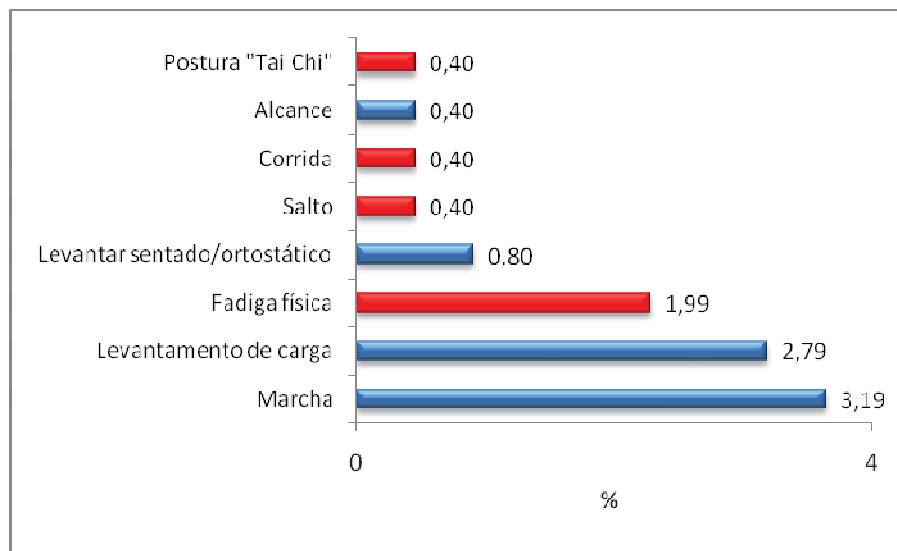


Figura 15 - Distribuição percentual das tarefas selecionadas como "Funcionais" presentes nos trabalhos de controle postural selecionados para essa revisão de literatura. As barras em vermelho representam as tarefas que foram relacionadas à atividade esportiva (ROSA, 2010).

Em relação aos artigos da área de ortopedia, foram realizadas análises com controle postural com predomínio para a articulação do joelho, seguida pelo tornozelo e pela

articulação do quadril. E dentre as lesões do joelho, a ruptura do ligamento cruzado anterior (LCA) representou 60 % da frequência de análise do controle postural (Figura 16).

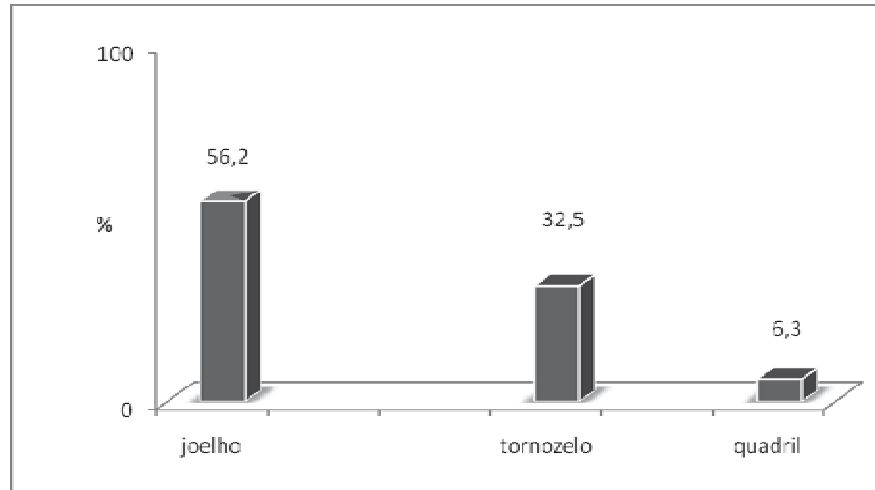


Figura 16 - Distribuição percentual dos segmentos articulares do membro inferior dos trabalhos selecionados para essa revisão de literatura relacionados à área ortopédica (ROSA, 2010).

Essa revisão prévia demonstrou que as tarefas utilizadas para análise do controle postural de forma geral são muito variadas e predominantemente simples. Além disso, também foi possível verificar a escassez de tarefas exclusivamente dinâmicas funcionais que simulem movimentos de gestos do chute no futebol.

Portanto, pode-se concluir que as tarefas utilizadas para análise do controle postural encontradas nos trabalhos da literatura caracterizam-se por tarefas simples para possibilitar um bom controle, entretanto, essas tarefas perdem em funcionalidade.

3 METODOLOGIA

3.1 Comitê de ética em pesquisa

Previamente à coleta de dados, o projeto de pesquisa foi submetido e posteriormente aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UNITAU (ANEXO A).

Os participantes selecionados para a amostra foram totalmente esclarecidos a respeito de todos os objetivos e procedimentos experimentais a serem realizados no decorrer deste estudo e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (APÊNDICE A).

3.2 Delineamento de pesquisa e composição da amostra

O presente trabalho caracteriza-se por uma pesquisa experimental descritiva com amostragem aleatória sistemática. A amostra foi composta por onze sujeitos, sexo masculino, atletas profissionais de futsal, sendo suas características antropométricas descritas na tabela 1.

Como critério de inclusão, todos os sujeitos deveriam pertencer ao grupo de atletas profissionais contratados e atuantes da mesma equipe elegida de futsal da primeira divisão da liga estadual paulista, além de utilizar como dominante o membro inferior direito para a execução do chute.

Como critério de exclusão deste grupo, os sujeitos deveriam apresentar nos últimos dois meses antecedentes à coleta de dados ausência de lesões do sistema músculo-esquelético, além de história prévia de cirurgia nos membros inferiores e coluna vertebral.

Tabela 1 - Características dos sujeitos da amostra parcial (n=11) quanto à idade (anos), massa (kg) e estatura (cm).

SUJEITOS	IDADE (anos)	MASSA (kg)	ALTURA (cm)
Média	22,2±3,4	68,8±4,5	173,2±5,1

3.3 Bancada experimental

Para a análise do equilíbrio durante o chute foi projetado e desenvolvido um dispositivo eletromecânico que associado às distâncias constantes pré-determinadas na bancada experimental, possibilitou controlar variáveis cinemáticas da bola para a realização da tarefa do chute futebolístico de forma controlada.

Este sistema permite o controle das características cinéticas da bola do início da tarefa até a fase do chute em que ocorre o contato do pé com a bola. Desta forma, este sistema possibilita a reprodutibilidade da tarefa para execução de análises da estratégia de equilíbrio durante a execução do chute.

O sistema de investigação desenvolvido é composto por um dispositivo eletromecânico denominado “disparador vertical de bola” (DVB) desenvolvido no laboratório de biomecânica da Faculdade de Engenharia Mecânica de Guaratinguetá (FEG-UNESP) associado aos outros dispositivos de instrumentação biomecânica, como acelerômetro, plataforma de força e eletromiografia de superfície. Foi feito a aquisição de imagens por meio de duas câmeras digitais de 60 Hz para efeito de registro do movimento e controle do protocolo, não estando no escopo da tese à análise cinemática destes dados.

Esses dispositivos de instrumentação biomecânica foram utilizados de forma sincronizada para controlar a tarefa do chute, ou seja, esse sistema foi aplicado sempre com as mesmas características métricas, em relação ao alvo fixado na parede para auxílio na metodologia, distância vertical e horizontal, e em relação às características temporais da tarefa funcional.

A bancada experimental foi elaborada a fim de facilitar a execução da tarefa controlada do chute (TCC), permitindo a reprodutibilidade necessária para o estudo proposto (figura 17).

Para tanto, a distância na direção ântero-posterior (x) da superfície de fixação do alvo em relação ao posicionamento do sujeito sobre a plataforma de força foi determinada em 2,70 m, desta forma, além de permitir uma distância adequada para o acerto, ainda possibilitou que o chute fosse executado com o objetivo da precisão ao invés de impulsionar uma alta velocidade na bola.

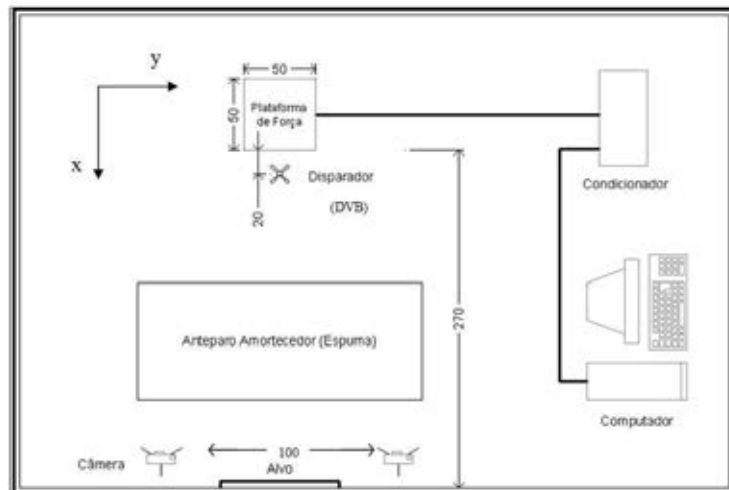


Figura 17 - Planta da bancada experimental da TCC. Valores expressos em centímetros (ROSA, 2010).

À distância “x” final entre a posição do contato do pé com a bola e a superfície de fixação do alvo foi de 250 cm, pois a bola disparada estava apoiada no DVB, e este foi fixado a 20 cm anteriormente à plataforma de força (figura 17).

Devido à proximidade entre o alvo e a posição do sujeito sobre a plataforma de força, foi necessário a colocação de um anteparo de espuma, entre o alvo e a plataforma, com o objetivo de amortecer o impacto da bola com o solo, e desta forma não permitir que a bola retornasse contra o sujeito.

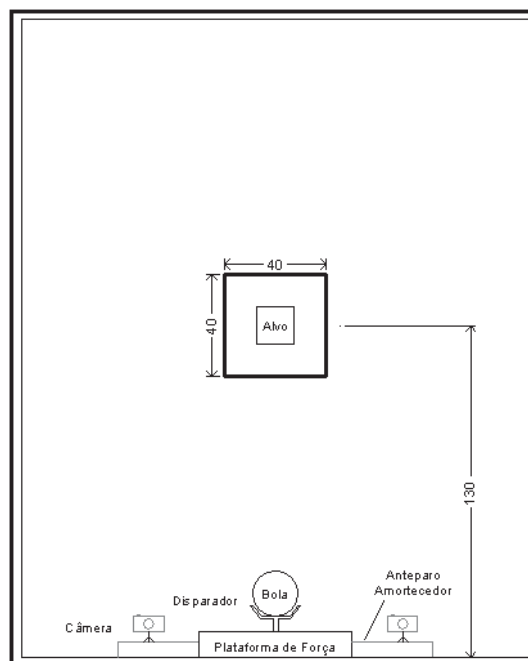


Figura 18 - Desenho esquemático da vista frontal do alvo fixado na parede anteriormente à plataforma de forças. Valores expressos em centímetros (ROSA, 2010).

Ainda em relação ao alvo, a sua posição vertical (z) em relação ao solo foi determinada em 130 cm (figura 19). Essa posição vertical (z) em relação ao solo foi estipulada após experimento realizado com dois sujeitos. Esse experimento consistiu em realizar uma sequência de chutes da distância (x) de 250 cm, sendo que a altura vertical (z) do alvo em relação ao solo foi progressivamente aumentada com a variação de 10 cm a partir do ponto inicial de 100 cm até a altura máxima 170 cm do solo. Devido ao maior índice de acerto, foi determinada a posição vertical (z) de 130 cm para ser utilizada durante a realização da tarefa controlada do chute (TCC) neste presente trabalho.

O formato do alvo foi de um quadrado de 40 cm de lado com um quadrado menor inserido ao centro com 10 cm de lado (figura 18).

O controle da posição da bola foi realizado pela distância vertical (z) máxima de alcance da bola em relação ao solo após o disparo pelo DBV (figura 19), e também pela distância vertical (z) em relação ao solo do instante em que ocorre o contato entre o pé e a bola para a execução do chute (figura 20).

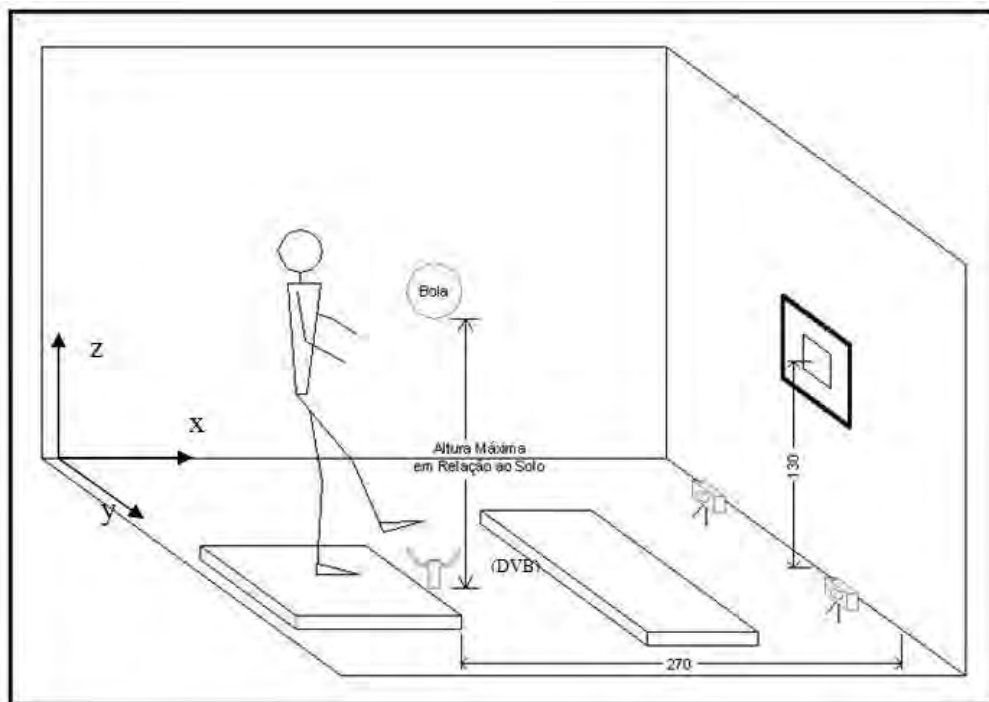


Figura 19 - Bancada experimental. Distância vertical máxima da bola impulsionada pelo DVB (ROSA, 2010).

Desta forma, considerando sempre a mesma posição (z) da altura máxima da bola e da distância em relação ao solo no instante em que ocorre o contato com o pé,

obteve-se então a velocidade da bola para a execução do chute em direção ao alvo, dado por:

$$EP + EC = C \quad (2)$$

$$(m) * (g) * (h) + 1/2 mv^2 = C \quad (3)$$

Sendo, EP = energia potencial, EC= energia cinética, m= massa da bola, g = aceleração gravitacional, h= altura da bola, v= velocidade e C= constante (energia mecânica total).

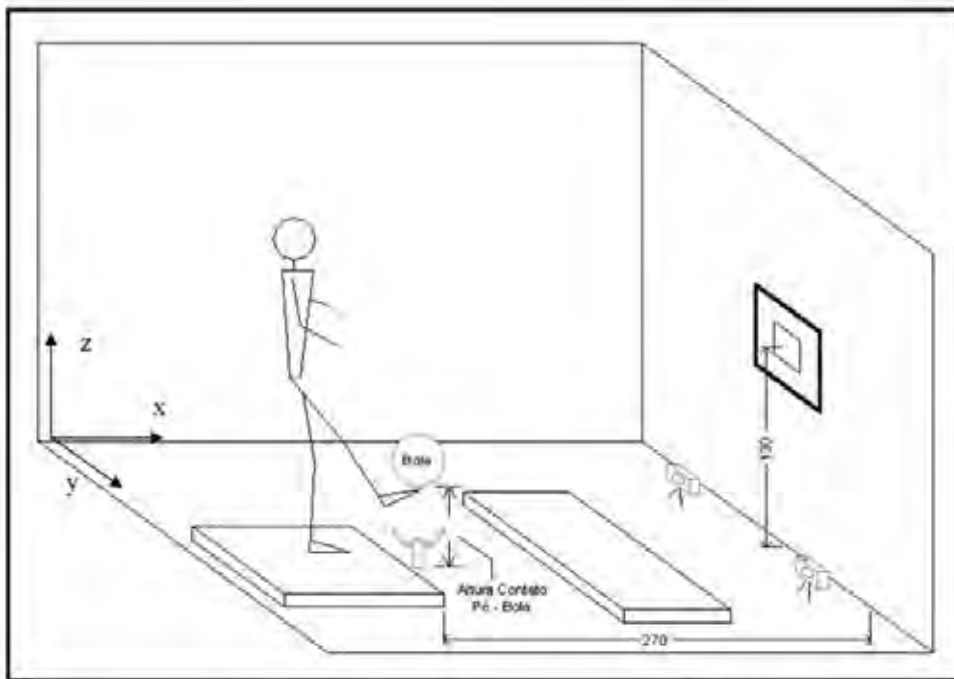


Figura 20 - Bancada experimental. Altura da bola no instante do contato com o pé (ROSA, 2010).

3.4 Instrumentação

Foi desenvolvido um sistema de sincronização para permitir que os dados gravados durante as experimento estivesse totalmente na mesma base temporal, permitindo maior fidedignidade e acurácia das variáveis cinéticas em relação aos sinais eletromiográficos .

Foi desenvolvido um dispositivo com acelerômetro triaxial com dimensões 2 x 1 x 0,5 cm com frequência de operação de 50 Hz, sensibilidade de 2 mV / g , range de $\pm 2g$. Este dispositivo foi instalado no calçado do atleta para garantir o sincronismo do instante do

impacto e intensidade do chute com os demais sinais envolvidos no movimento conectado ao módulo de aquisição de sinais.

O disparador vertical de bola (DVB) foi cuidadosamente instrumentado de forma que ao ser acionado automaticamente pelo operador enviase um sinal elétrico para registro do instante de lançamento da bola. Com isso poder saber quanto tempo depois o atleta tocou na bola, tendo assim um controle do movimento e tempo de reação durante a tarefa.

Para poder estudar os movimentos foi utilizado sistema de aquisição de sinais modelo EMG800 (EMG System do Brasil) responsável pela aquisição simultânea dos sinais dos músculos glúteo médio esquerdo (GME), tibial anterior esquerda (TAE), fibular longo esquerdo (FLE), vasto lateral esquerdo (VLE), do acelerômetro de triaxial adaptado ao calçado, do disparador vertical de bola e da força vertical resultante proveniente da plataforma de força modelo BIOMECH 400 (EMG System do Brasil). Foi instalado um alvo a uma distância de 5 metros para referência em relação direção do chute (figura 21). A plataforma de força BIOMECH400 por sua vez, foi controlada por um software dedicado desenvolvido exclusivamente para registrar e calcular os parâmetros estabilométricos da análise postural, que ao ser inicializado disparava automaticamente a aquisição da eletromiografia (EMG800C). Isso foi necessário, pois os parâmetros de coleta dos dados para estabilometria são diferentes dos parâmetros de aquisição dos sinais eletromiográficos, parâmetros esse que serão detalhados mais a frente.



Figura 21 – Instrumentação utilizada durante a coleta de dados.

Para o sincronismo da aquisição de todos os sinais, foi desenvolvido um dispositivo para garantir que o início da aquisição dos softwares fossem simultâneos, mesmo havendo o sincronismo físico dos sinais da plataforma de força com a eletromiografia de superfície. Mais a frente será apresentada as características técnicas da instrumentação utilizada.

3.4.1 Disparador Vertical de Bola (DVB)

O disparador vertical de bola (DVB) foi desenvolvido com a finalidade de elevar verticalmente a bola, isto é, permitindo apenas o movimento na direção vertical (z). O DVB possui dimensões de 100,0 mm de profundidade, 186,0 mm largura e 171,0 mm de altura, mantendo o disparador vertical de bola (DVB) no mesmo plano da plataforma não atrapalhando o gesto funcional do chute.

O DVB é um conjunto eletro-mecânico composto por dois subconjuntos fixados em uma base de aço, sendo um elétrico formado pelo solenóide e outro mecânico formado pelo receptáculo da mola (figuras 22 e 23).

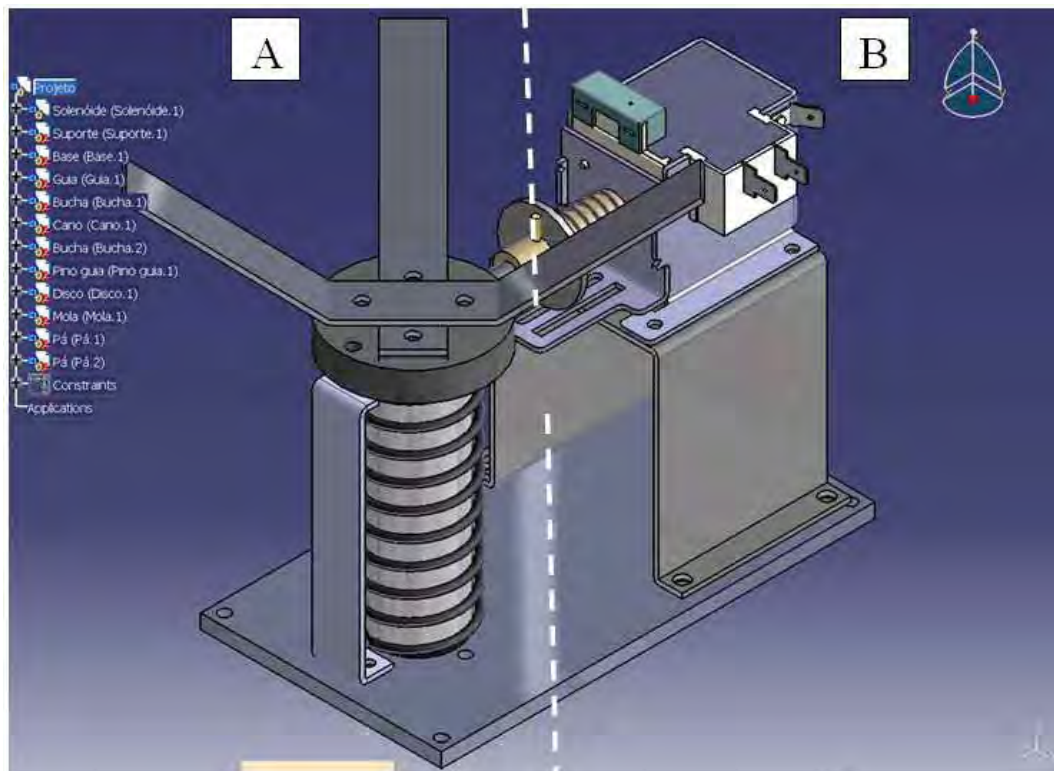


Figura 22 - Disparador Vertical de Bola (DVB). A= Subconjunto mecânico; B= Subconjunto elétrico, (ROSA, 2010).

O subconjunto elétrico possui uma base com um eixo mecânico transversal para permitir o movimento do mesmo durante o travamento e destravamento do subconjunto mecânico. Acima dessa base foi fixado o solenóide da marca **P.MONTI** modelo **ST-2**, 220v, 60HZ, que possui a função de destravamento da mola do subconjunto mecânico responsável por impulsionar verticalmente a bola. Para tal, foi realizada uma adaptação por meio da colocação de uma mola no pino de recolhimento do solenóide para que o mesmo também realizasse a função de travamento do subconjunto mecânico.

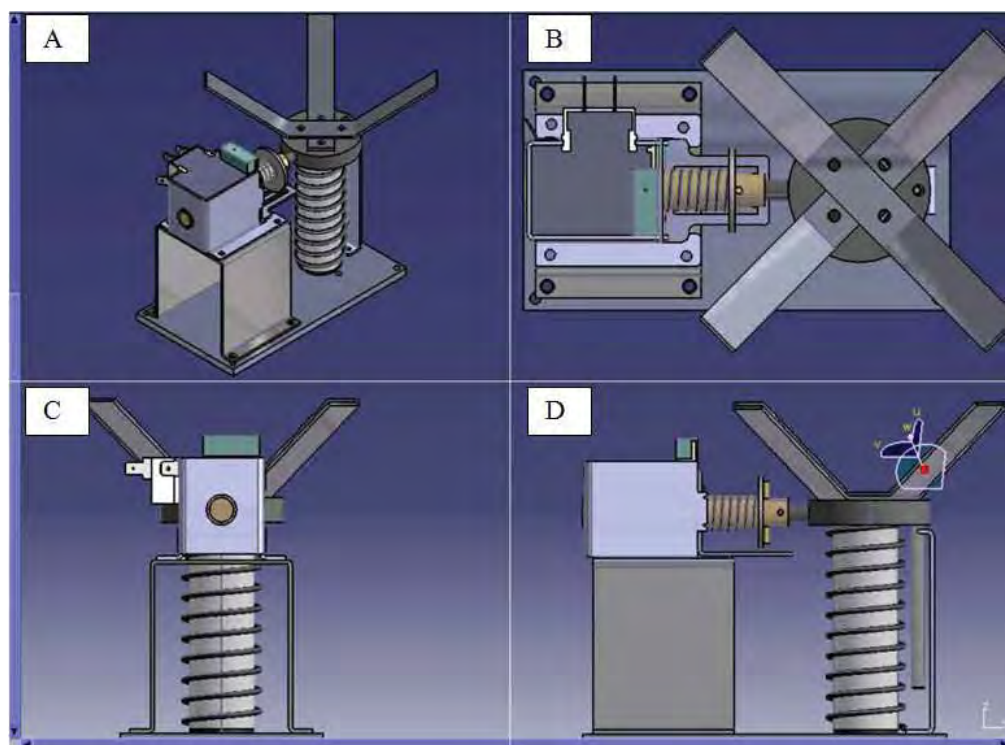


Figura 23 - DVB – Vista oblíqua (A), Vista superior (B), Vista lateral (C) , Vista frontal (D) (ROSA, 2010).

O subconjunto mecânico foi construído a partir de um cilindro de suporte com um pino central, sendo que esse pino está fixado superiormente a um disco com quatro hastes que tem a função de apoio para a bola (figuras 22 e 23).

Para garantir o deslocamento do pino central com a mola no eixo vertical, foi fixado o disco de suporte da bola a um pino-guia lateral.

A mola helicoidal utilizada possui dimensões geométricas, diâmetro de arame (d) 3,5 mm, diâmetro da mola (D) 37,0 mm, número efetivo de espiras (n) 20, sendo estimada a

rigidez (k) considerando material de aço para mola com módulo de elasticidade transversal (G) 80 GPa com a seguinte equação:

$$k = \frac{G.d^4}{8.D^3.n} = 1.482(N/m) \quad (4)$$

Portanto, para elevar a bola em uma altura (h) aproximada de 1,3 m deve deformar a mola (x_m), na direção do comprimento, igualando a energia potencial da bola (E_b) com a energia de deformação da mola (E_m):

$$E_b = m.g.h \quad (5)$$

$$E_m = \frac{1}{2} k.x_m^2 \quad (6)$$

Onde, m é a massa da bola (0,45kg), g é a aceleração gravitacional (9,8 m/s²). A deformação axial da mola é estimada por:

$$x_m = \sqrt{\frac{2.m.g.h}{k}} = 0,088(m) \quad (7)$$

Considerando a altura de montagem da mola de 105 mm, necessário para mecanismo de guia do cilindro, o comprimento total da mola foi definido em 193 mm. A força exercida pela mola (F_{mola}) no momento de disparo foi estimada por:

$$F_{mola} = k.x_m = 130(N) \quad (8)$$

O travamento e o destravamento da mola comprimida foram executados por meio do subconjunto elétrico situado lateralmente ao subconjunto mecânico, e para essa ação, ocorreu primeiro o travamento do subconjunto mecânico com o posicionamento do pino de recolhimento do solenóide acima do disco sustentador da bola em que estava fixada a mola, e assim que o solenóide foi energizado, o pino foi recuado subitamente e permitiu o destravamento do subconjunto mecânico, e desta forma a mola foi descomprimida e ocorreu o disparo vertical da bola que estava em repouso sobre as hastes fixadas superiormente ao disco.

A bola utilizada para o sistema do DVB foi da marca **UMBRO** modelo **X-300**, nova, com 67 cm de circunferência e massa 0,450 kg. Para a realização das coletas de dados, a bola foi calibrada (calibrador **PENALTY**) no mesmo dia dos ensaios com a pressão de 7,0 PSI (0,49 Kgf/cm²) conforme orientação do fabricante (figura 24).



Figura 24: Bola utilizada no disparador vertical – DVB (ROSA, 2010).

3.4.2 Plataforma de força vertical

A plataforma de força BIOMECH400 da EMG System do Brasil é designada para estudos de posturografia estática (estudos do equilíbrio humano), onde somente o centro de pressão (o ponto de aplicação da força vertical resultante) é de interesse, e para estudos onde somente a força vertical é de interesse, por exemplo, na análise da força vertical no salto ou durante o andar. Plataformas similares à plataforma de força EMG System do Brasil são bastante empregadas nestes tipos de estudo pela simplicidade de construção e menor custo em comparação às outras plataformas comerciais, as quais são baseadas em sensores de força que operam num princípio diferente e estas plataformas são capazes de medir as três componentes de força e os três momentos de força (ou torques) em torno dos eixos da plataforma. Por este motivo, estas plataformas são geralmente referidas como plataforma de seis componentes. A

plataforma de força da EMG System do Brasil mede a força vertical e dois dos momentos de força (ou a força vertical e as duas coordenadas do centro de pressão) e por este motivo são conhecidas como plataforma de três componentes. A plataforma de força de três componentes é empregada para calcular a força vertical resultante e seu ponto de aplicação. Consiste em uma placa sob a qual quatro sensores de força do tipo célula de carga ajustada mecanicamente para medir as forças verticais e respectivos momentos durante aplicação da força F_z sobre a mesma: (x, y e z são as direções AP, ML e força vertical, respectivamente). O dado do COP refere-se a uma medida de posição definida por duas coordenadas na superfície da plataforma de acordo com a orientação do avaliado (figura 26). A partir dos sinais mensurados pela plataforma de força, a posição do COP nas direções AP e ML são calculadas através da expressão:

$$CP_x = \frac{x_{C1} \cdot FC_1 + x_{C2} \cdot FC_2 + x_{C3} \cdot FC_3 + x_{C4} \cdot FC_4}{FC_1 + FC_2 + FC_3 + FC_4} \quad (9)$$

$$CP_y = \frac{y_{C1} \cdot FC_1 + y_{C2} \cdot FC_2 + y_{C3} \cdot FC_3 + y_{C4} \cdot FC_4}{FC_1 + FC_2 + FC_3 + FC_4} \quad (10)$$

Os dados do COP adquiridos neste estudo foram visualizados por um estatocinesigrama e por um estabilograma. O estatocinesigrama é o mapa do COP na direção AP versus o COP na direção ML (Figura 25), enquanto o estabilograma é a série temporal do COP em cada uma das direções: AP e ML.

Para análise estabilométrica do controle postural foi utilizada uma plataforma de força modelo BIOMECH400, com ajuste de offset e ganho de amplificação ajustados por software, com conversor analógico digital integrado com resolução de 16 bits, com quatro sensores de força da marca EMG System do Brasil Ltda, e dimensões de 500 x 500 mm (figura 26). A frequência de aquisição do sinal foi de 100 Hz, filtro passa banda de 0-50 Hz, duração da coleta 60 segundos. Através da plataforma de força foram avaliados os seguintes parâmetros: posição ântero-posterior (AP), posição médio-lateral (ML), velocidade ântero-posterior (AP), velocidade médio-lateral (ML), área, amplitude AP e amplitude ML, cálculos esses efetuados em programa específico de análise estabilométrica BIOMECH400 da EMG System do Brasil (figura 27).

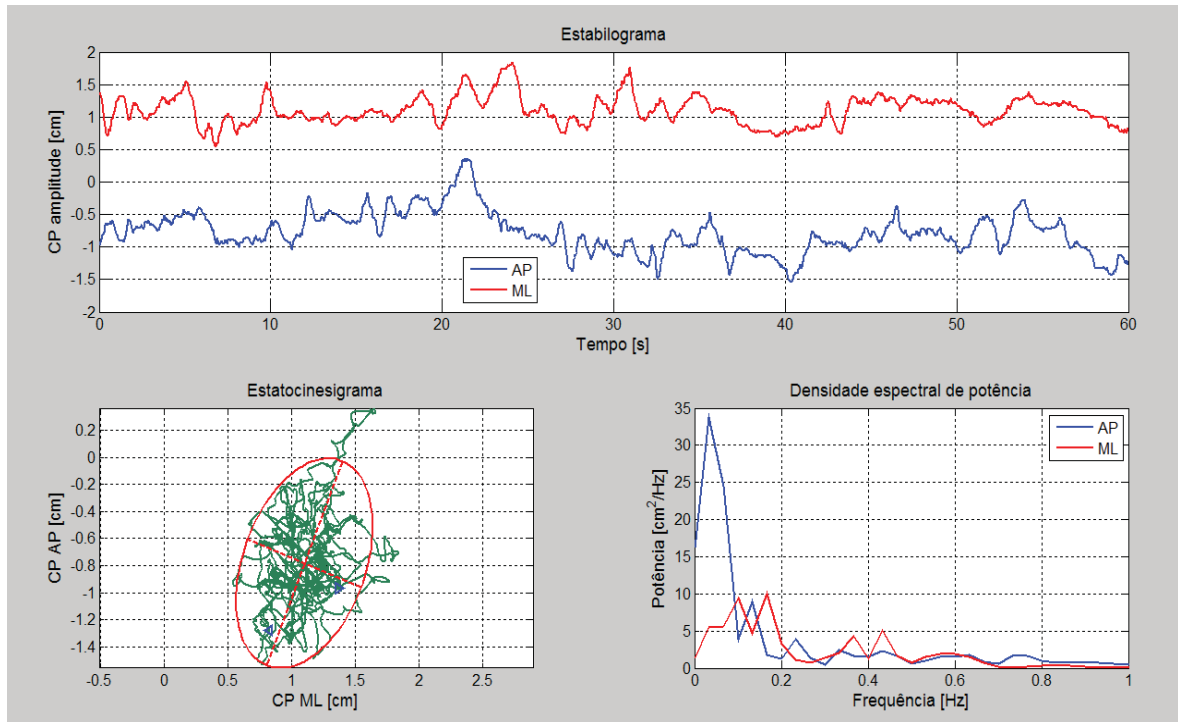


Figura 25 - Representação gráfica gerada pelo software da análise do estatocinesigrama (elipse), do estabilograma (deslocamento AP e ML) e da densidade espectral da potência (EMG System do Brasil, disponível em: www.emgsystem.com.br. Acesso em 18.12.2011).

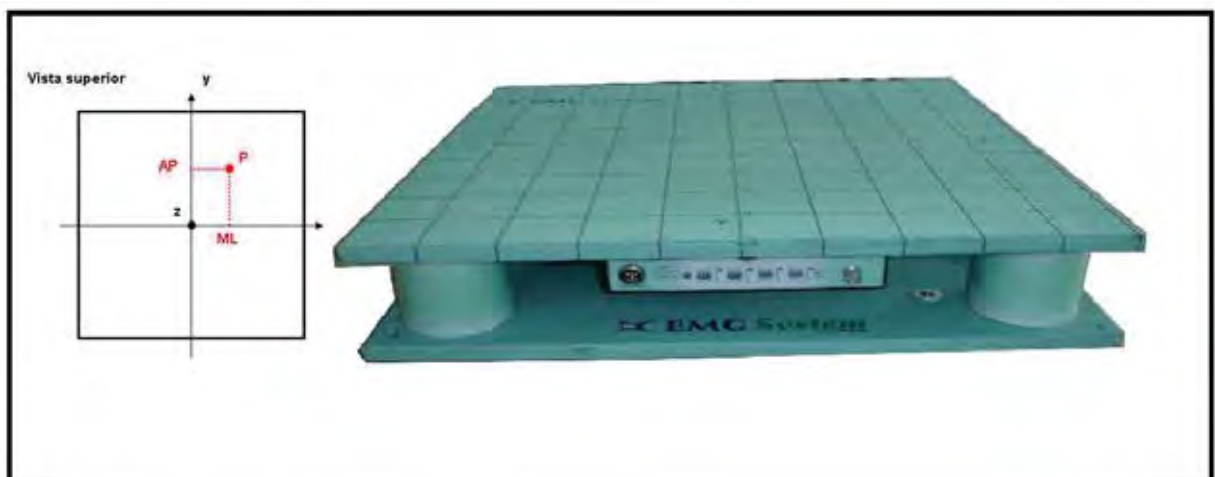


Figura 26 - Plataforma de forças Biomec400 utilizada para análise do COP (EMG System do Brasil, disponível em: www.emgsystem.com.br. Acesso em 18.12.2011).

ESTABILOGRAFIA :	
Posição média AP [cm]:	-4.61
Posição média ML [cm]:	17.92
Desvio padrão AP [cm]:	1.71
Desvio padrão ML [cm]:	0.97
Deslocamento total [cm]:	37.34
Amplitude AP [cm]:	6.77
Amplitude ML [cm]:	4.3
Deslocamento total [cm]:	37.34
Área [cm ²]:	25.62
Direção de oscilação [°]:	67.9
Velocidade AP [cm/s]:	11.23
Velocidade ML [cm/s]:	10.64
Frequência mediana AP [Hz]:	1.77
Frequência mediana ML [Hz]:	1.77
Frequência média AP [Hz]:	1.26
Frequência média ML [Hz]:	1.97

Figura 27 - Representação da tela da análise establográfica dos parâmetros da plataforma deforça (EMG System do Brasil, disponível em: www.emgsystem.com.br. Acesso em 08.12.2011).

Segundo informações do fabricante, foi realizado o procedimento de calibração da plataforma de forças para análise do COP por meio de regressão linear.

Para esse procedimento foram utilizados três pesos padrões com 100, 200 e 300 N. Cada peso foi posicionado em cada ponto de coordenada a fim do programa de calibração realizar a leitura simultaneamente, sendo à distância fixada entre cada ponto da coordenada em cinco centímetros. O total de pontos das coordenadas durante o procedimento de calibração foram de 25 pontos para cada peso, totalizando procedimento com 75 repetições durante o processo para levantamento da matriz de calibração. O diâmetro de contato na base do peso padrão foi pré-definido em 0,5 cm para maior precisão do seu posicionamento na coordenada durante procedimento de calibração

Para a calibração foram definidas as coordenadas, “x” para deslocamento ântero-posterior e “y” para deslocamento médio-lateral com margem de erro < 0,3 mm (figura 28).

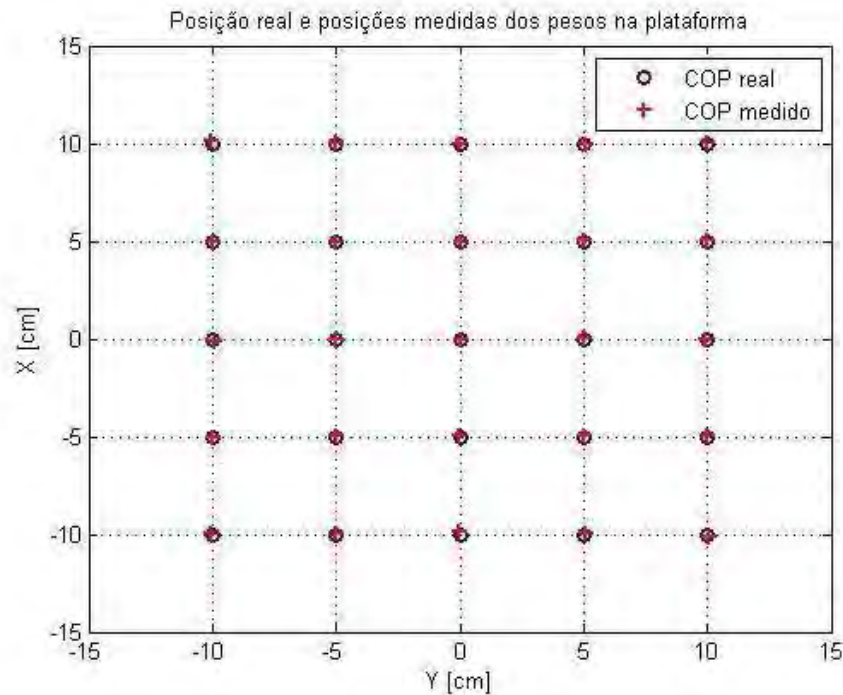


Figura 28 – Tela de calibração da plataforma de força com posicionamento real e medido do COP fornecida pelo fabricante (EMG System do Brasil, disponível em: www.emgsystem.com.br. Acesso em 18.12.2011).

3.4.3 Acelerômetro

Durante o evento do chute foi adaptado ao calçado do atleta um acelerômetro capaz de registrar o instante do impacto do pé dominante com a bola e ainda podemos saber a duração deste evento. Isso foi necessário para durante a análise dos dados, ao selecionar o sinal do acelerômetro, da plataforma de força e do EMG, saber com exatidão o início e término das fases do evento: pré-chute, chute e pós-chute. Para isso, foi utilizado um sensor com frequência de operação na banda de 0,5 Hz a 550 Hz, range de $\pm 2g$, sensibilidade nas saídas x, y, z, de 300 mV/g e frequência de ressonância de 5kHz. A frequência de aquisição foi de 2kHz sincronizado aos demais sinais envolvidos no estudo através do sistema de aquisição de sinais.

3.4.4 Sistema de aquisição de sinais

Para aquisição dos sinais de EMG, do acelerômetro instalado no calçado do atleta, do sinal do disparador vertical de bola (DVB) e da força vertical resultante proveniente da plataforma de força, foi utilizado o sistema da marca **EMG System do Brasil** modelo

EMG800C 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, filtro passa-banda tipo *Butterworth* de 20 a 500 Hz e eletrodos bipolares com pré-amplificação para os canais de EMG. Para os canais de sensores tais como acelerômetro, sincronizados do disparador da bola, sincronizador com a plataforma de força foi selecionado filtro passa-banda tipo *Butterworth* de 0-100 Hz. A impedância do sistema de 10^9 ohms, taxa de ruído de sinal $< 3\mu\text{V}$ RMS, módulo de rejeição comum > 100 dB. Foi utilizado programa de aquisição e processamento de sinais EMGLab da marca EMG System do Brasil com frequência de amostragem por canal de 2kHz e tempo de coleta de 60 segundos (figura 29).



Figura 29 - Sistema de aquisição de sinais (EMG System do Brasil, disponível em: www.emgsystem.com.br. Acesso em 18.12.2011).

3.4.5 Eletromiografia de superfície

Na coleta do sinal EMG dos músculos glúteo médio esquerda (GME), tibial anterior esquerda (TAE), fibular longo esquerdo (FLE), vasto lateral esquerdo (VLE), foram utilizados eletrodos de superfície auto-adesivos circulares de prata cloreto de prata (Ag/AgCl) descartáveis (figura 30a), com diâmetro de 20 mm (*Medical Trace*[®]), e distância inter-eletrodos centro a centro de 20 mm. Os locais de fixação dos eletrodos foram previamente preparados com álcool 70% para a eliminação de resíduos gordurosos, seguida de esfoliação da pele por meio de uma lixa específica (figura 30b) para pele (*Bio-logic Systems Corp*[®]) e nova limpeza com álcool.

Todo procedimento de colocação de eletrodos foram feitos de acordo com De Luca (1997) e recomendações da ISEK (International Society of Electrophysiology and

Kinesiology) e SENIAM (www.seniam.org), 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. Área e forma da superfície de contato dos eletrodos bem como a distância entre eles foram mantidas fixas.

Como eletrodo de referência, foi utilizado um eletrodo retangular de metal, com 3 cm de comprimento e 2 cm de largura, com gel para baixar a impedância da pele propiciando a condutividade do sinal elétrico (*Pharmaceutical Innovations*[®] - figura 30a) e fixado no punho esquerdo dos voluntários.

Durante os experimentos, foram coletados sinais EMG dos indivíduos durante as três fases do chute. Como o objetivo foi analisar individualmente os atletas nas três fases no intuito de identificar padrões individuais, foi definido como padronização a normalização dos dados pelo pico através de uma janela de 200 milissegundos para as fases pré-chute, chute e pós-chute (Winter, 1990).

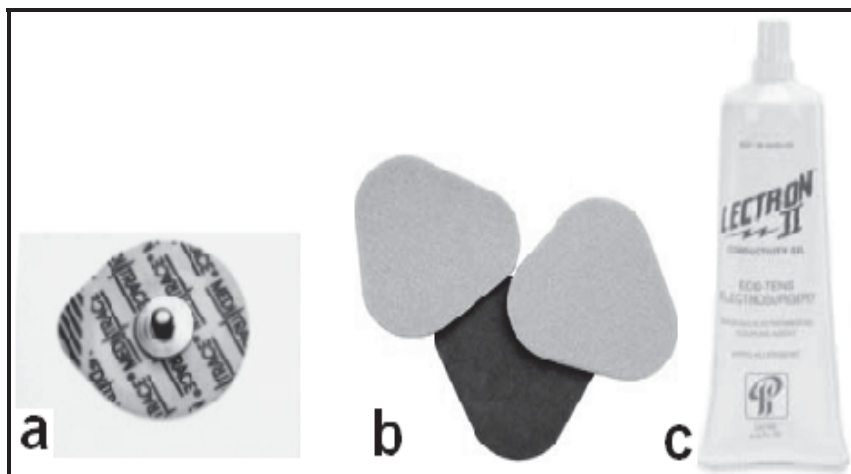


Figura 30 - (a) Eletrodo descartável de Ag/AgCl (MedicalTrace[®]); (b) Lixa para esfoliação (Bio-logic Systems Corp[®]); (c) Gel eletrocondutor (Pharmaceutical Innovations[®]).

Na análise da amplitude do sinal EMG normalizado pelo pico, foram utilizados valores em RMS (*root mean square*) obtidos por uma janela móvel de 200 milissegundos, por meio do software EMGLab Ver. 1.01 (EMG System do Brasil Ltda[®]).

3.5 Procedimento Experimental

3.5.1 Coleta dos dados

Previamente à coleta de dados, todos os eletrodos de superfície foram posicionados nos músculos e testados garantindo sua eficácia, o mesmo ocorreu com o acelerômetro no calçado do pé dominante. Todas as informações técnicas relacionadas ao procedimento de aquisição dos sinais para cada instrumento utilizado foram previamente descritos no tópico 3.4 da tese.

Todos os sujeitos foram informados quanto aos procedimentos que seriam adotados para a realização da tarefa controlada do chute (TCC). Tais procedimentos são relacionados especificamente às posturas e aos movimentos que deveriam ser adotados antes, durante e após a tarefa controlada do chute.

A tarefa foi definida para os sujeitos da amostra e consistiu nas seguintes etapas:

- 1- Ao sinal do pesquisador, subir na plataforma de forças com o pé não dominante e permanecer sobre o apoio unipodal durante todo o período da tarefa controlada do chute;
- 2- Após a bola ser disparada, esperar a bola em movimento vertical atingir a altura máxima e durante a descida da bola (sentido solo) executar o chute, sendo que o chute deve ser executado na altura (distância bola-solo) mais conveniente para acertar o alvo;
- 3- Forma do chute: com a região medial do pé;
- 4- A meta da tarefa é acertar a bola no centro do alvo com precisão e não com alta velocidade da bola;
- 5- Após o contato do pé com a bola para a execução do chute, deve permanecer com o apoio unipodal com o foco visual direcionado para o alvo até o instante em que o pesquisador sinalizar para a descida da plataforma com o pé dominante e na sequência com o pé não dominante que estava em contato com a plataforma de força;
- 6- Tarefa controlada do chute finalizada.

Após as instruções a respeito dos procedimentos da tarefa controlada do chute (TCC) serem transmitidas, cada sujeito foi orientado a realizar chutes utilizando o disparador vertical de bola (DVB) para experimentar a tarefa durante o período necessário para adaptar-se a forma de execução da tarefa.

Posteriormente a demarcação dos pontos, o sujeito foi posicionado em apoio bipodal de frente para a plataforma de forças, e assim que foi dado o comando, subiu na plataforma com o pé não dominante (esquerdo), e permaneceu na plataforma de equilíbrio em apoio unipodal (figura 31).

O disparo da bola ocorreu de forma manual após quatro segundos do contato do pé esquerdo sobre a plataforma. O instante do disparo da bola foi registrado automaticamente pelo sistema de aquisição de sinais. Após a execução do chute o sujeito permaneceu sobre a plataforma com apoio unipodal, e após o comando verbal do pesquisador, desceu da plataforma para trás, sendo que em nenhum momento colocou o pé dominante (direito) em contato com a plataforma de forças.

Cada sujeito realizou 25 chutes, todos realizados no mesmo dia, e o intervalo entre cada chute foi de 60 segundos.



Figura 31 - Sujeito com apoio unipodal para realização da tarefa controlada do chute (TCC).

3.5.2 Tratamentos e análise dos dados.

Os dados foram separados em três fases: fase do pré-chute, fase do chute e fase pós-chute. Para determinar o instante entre as fases do chute, foram utilizados fundamentalmente dois sinais: do acelerômetro posicionado estrategicamente no pé que executou o chute e do sinal da força vertical resultante, proveniente da plataforma de força. Ficou evidente no sinal

do acelerômetro exatamente o instante em que a bola toca no pé dominante que executou o chute e ainda a duração efetiva do chute (220 a 290 milissegundos). Nesse mesmo instante foi observada na plataforma de força uma variação acentuada da força vertical provocado pela oscilação do corpo durante o chute. As variações dos sinais do acelerômetro e da força vertical apresentaram sincronismo em amplitude e duração, permitindo assim utilizar esse instante temporal como delimitador da fase efetiva do chute com segurança. Com isso foi possível delimitar o início e o fim das fases pré-chute e pós-chute. Após essa etapa, foi feita análise dos sinais coletados simultaneamente para cada seleção da fase do chute de cada indivíduo (figura 32).

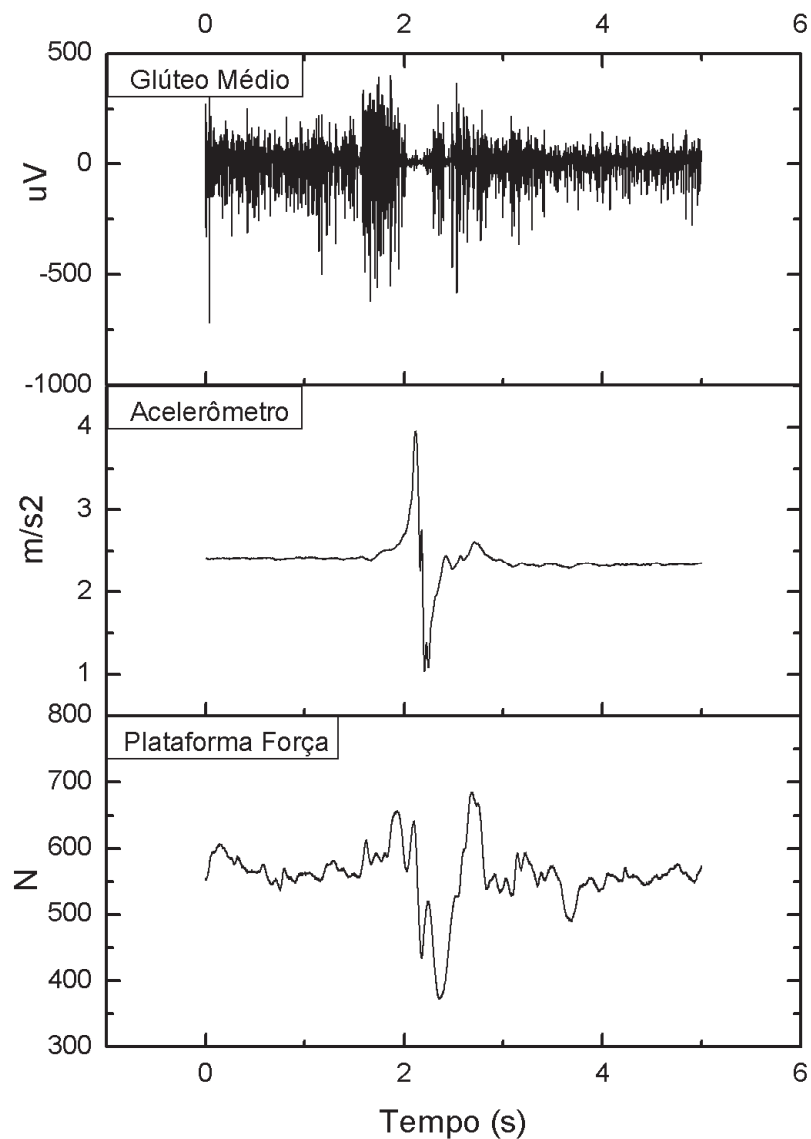


Figura 32 –Sincronização temporal do sinal EMG com as variáveis cinéticas para seleção da fase do chute.

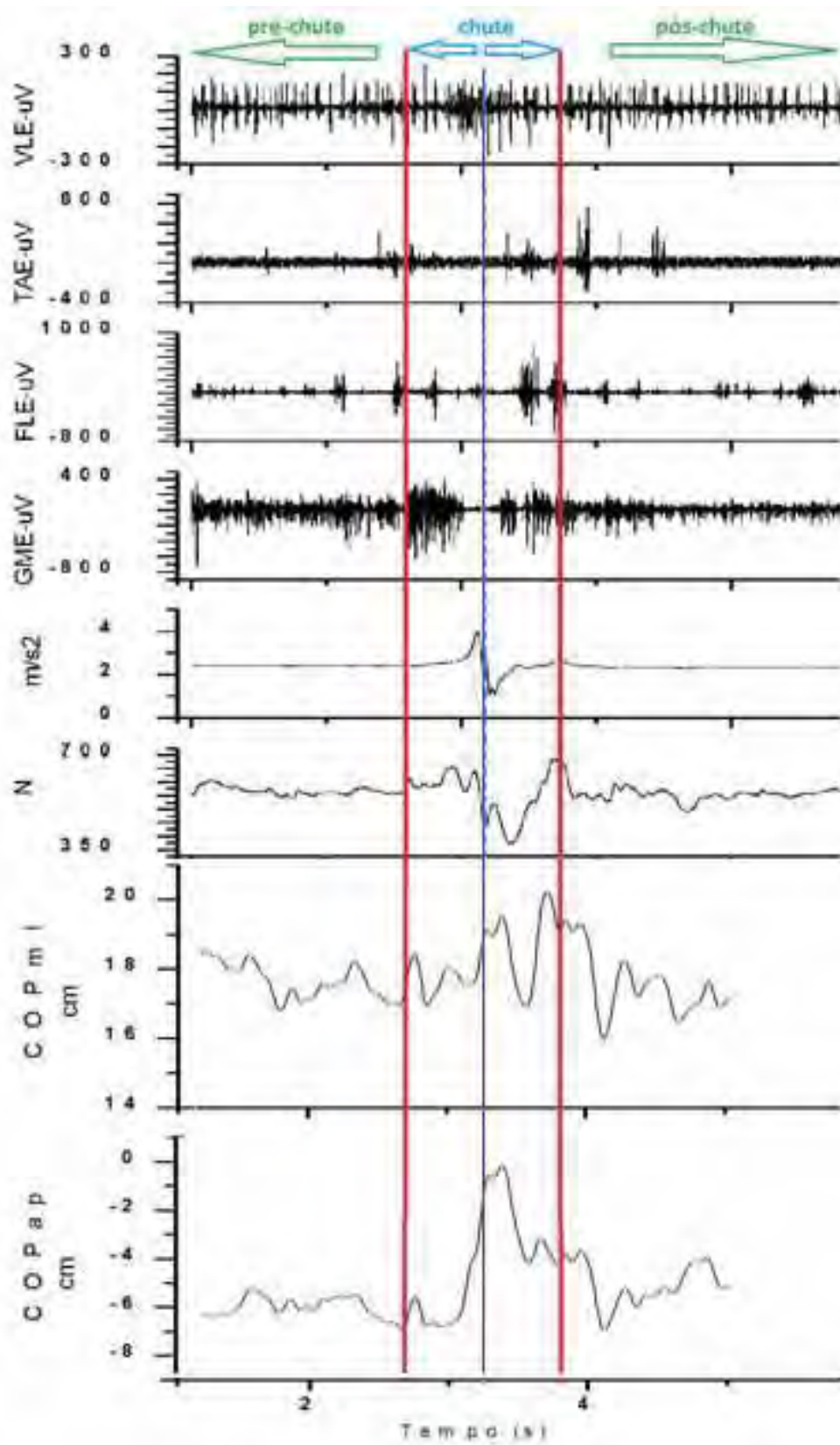


Figura 33 - Sincronização temporal dos sinais com as fases pré-chute; chute; pós-chute.

4 Resultados e Discussão

O teste de Shapiro-Wilk foi utilizado para testar a normalidade da distribuição dos dados das variáveis provenientes da análise de equilíbrio e da atividade eletromiográfica. Inicialmente, a análise de variância (ANOVA) com medidas repetidas foi utilizada para testar a hipótese nula de que, durante as três fases de análise dos dados (pré-chute, chute e pós-chute), não havia diferença entre as variáveis estudadas. Quando no teste ANOVA com medidas repetidas, as variáveis dependentes não passavam pelo teste de esfericidade de Mauchly, o epsilon de Greenhouse-Geisser foi utilizado para análise da estatística F. O pós-teste de Bonferroni foi empregado sempre que a análise emparelhada era necessária. Para as variáveis que apresentaram distribuição não-paramétrica, o teste de Friedman foi utilizado para testar a hipótese nula de que, durante as três fases de análise dos dados (pré-chute, chute e pós-chute), não havia diferença entre as variáveis estudadas. O teste de Wilcoxon–Mann-Whitney foi empregado sempre que análise emparelhada das variáveis era necessária.

Todas as análises foram realizadas com o *software* SPSS versão 13 para Windows. O nível de significância estabelecido para todas as análises foi de 5%.

A tarefa controlada do chute (TCC) foi dividida em três fases para facilitar a identificação das características do controle do movimento por meio da variação do EMG e do COP:

- 1- Fase “Pré”: definida a partir do disparo da bola ($t=0$) pelo DBV até o instante em que a bola atinge a distância máxima (z) em relação ao solo;
- 2- Fase “Chute”: definida a partir do instante em que a bola inicia a trajetória de descida em relação ao solo até o instante em que o sujeito realiza o contato do pé com a bola;
- 3- Fase “Pós”: definida a partir do instante em que a bola deixa de fazer contato com o pé do sujeito.

Os dados foram analisados através do programa EMGLab e BIOMECH 400 (EMG System do Brasil), que proporcionou o janelamento dos dados nas três fases definidas no estudo.

A realização da tarefa controlada do chute foi executada com êxito, sem apresentar sinais de complexidade para os sujeitos da amostra, praticantes profissionais de futsal, sendo

que 100% dos sujeitos completaram todas as vinte e cinco repetições da tarefa controlada do chute (TCC) sem dificuldades e com ausência de sinais, e ou sintomas deletérios.

Os parâmetros estabilométricos nas fases pré-chute, chute e pós-chute mostram que existe um padrão do movimento funcional do chute, e que nossa hipótese de que esses parâmetros teriam uma maior variação temporal durante o chute se confirmaram. E que as variáveis velocidades, desvio padrão, amplitude, posição, deslocamento total, frequências média e mediana do COP tiveram comportamentos bem definidos, com maior predominância na fase do chute. Observamos que a variável posição ântero-posterior (AP) e a variável posição médio-lateral (ML) não apresentaram diferenças estatísticas significantes nas três fases, indicando que a posição dos pés sobre a plataforma não interferiu nos resultados.

Quanto à velocidade e a posição vertical máxima da bola após ser impulsionada pelo disparador vertical da bola (DVB), foi encontrada a média de $134 \pm 0,8$ cm de altura em relação ao solo para o total de cento e vinte e cinco disparos realizados para a realização das tarefas de chute controlado (TCC), e velocidade de 2,0 m/s aproximadamente no instante do contato do pé com a bola (ROSA, 2010). O desenvolvimento de sistemas confiáveis que impulsionam a bola para realizar o chute futebolístico permite a simulação de situações mais dinâmicas da bola que ocorrem durante a atividade do jogo de futebol, e desta forma possibilita a utilização desses sistemas para a realização de testes repetitivos com o mesmo atleta para acompanhar a desempenho deste movimento, e ou, a reabilitação de lesões dos membros inferiores.

Em relação à altura média da bola definida pelo sujeito para realizar os 25 chutes apresentou proporcionalidade com sua estatura observada pela câmera posicionada na bancada experimental, lembrando que esta medida não fez parte do escopo da tese (tabela 2).

Barbiere et al. (2007) também realizaram análises de chutes futebolísticos com a bola em movimento, porém o movimento da bola foi na direção horizontal por meio do deslizamento no solo. Para tal a bola foi disparada de uma rampa para alcançar a velocidade de 2,2 m/s no momento do chute, sendo que a posição da bola no momento do chute não foi controlada.

O sincronismo preciso de todos os sensores durante o experimento proporcionou identificar padrões do comportamento da ativação dos sinais dos músculos em relação à oscilação corporal medidas pelo COP. Isso permitiu quantificar com precisão a duração efetiva do chute que variou de 220 a 290 milissegundos, e por ser um movimento rápido, foi possível relacionar a velocidade do movimento com as variações elétricas dos músculos e oscilação do COP (figura 33). Observamos que o músculo glúteo médio esquerdo apresentou

uma ativação evidente no instante em que ocorre uma variação do deslocamento do COP na posição médio lateral, mostrando que esse músculo tem um papel importante na estabilidade no sentido médio lateral durante o preparo do chute.

Observamos que o músculo vasto lateral apresentou uma ativação do sinal aumentada no instante do chute, demonstrando sua relação direta com o movimento de precisão. Foi possível identificar ainda que no instante exato do chute, o músculo vasto lateral se comportou como antagonista do músculo glúteo médio e ainda demonstrou que possui uma relação direta com o deslocamento do COP na posição ântero-posterior.

Os músculos, tibial anterior e fibular longo apresentaram sincronismo na ativação das fibras musculares. Foi possível observar maior ativação no final da fase do chute, no instante em que o deslocamento do COP na posição médio lateral foi maior em relação ao deslocamento ântero-posterior. Isso demonstrou que estes músculos têm um papel importante na reeducação postural após o estímulo provocando o desequilíbrio em virtude do movimento de chute.

A variável posição média AP, relacionada diretamente com o posicionamento dos pés sob a plataforma, não apresentou diferenças significantes, e 50 % dos sujeitos apresentaram a mediana nas fases pré-chute (-6,26 cm), chute (-6,2 cm) e pós-chute (-6,27 cm).

A variável posição média ML não apresentou diferença nas fases de chute ($17,05 \pm 0,92$) em relação às fases pré-chute ($17,28 \pm 0,97$) e pós-chute ($17,14 \pm 0,81$) .

A variável posição média ML não apresentou diferença nas fases de chute ($17,05 \pm 0,92$) em relação às fases pré-chute ($17,28 \pm 0,97$) e pós-chute ($17,14 \pm 0,81$) .

As variáveis AP e ML não apresentaram diferenças, indicando que o posicionamento dos pés para todos os sujeitos foram homogêneos.

O desvio padrão AP apresentou diferença significativa com $p < 0,01$ na fase de chute ($1,95 \pm 0,23$) em relação às demais fases, demonstrando que ocorreu maior variação nesta direção em função do chute. E que não houve diferença entre as fases pré-chute ($0,59 \pm 0,22$) e pós-chute ($0,61 \pm 0,17$).

O desvio padrão ML apresentou diferença significativa com $p < 0,01$ na fase de chute em relação às demais fases com 50 % dos sujeitos apresentando mediana (1.18 cm), demonstrando que ocorreu maior variação nesta direção em função do chute. E que não houve diferença entre as fases pré-chute (0.51cm) e pós-chute (0.52 cm).

Variável desvio padrão AP e ML: Apresentaram diferenças na fase de chute em relação às demais fases em ambas as direções, principalmente no mesmo sentido do chute. Mostrando ser uma variável importante para essa análise com poder estatístico.

O deslocamento total apresentou diferença significativa com $p < 0.01$ na fase de chute (38.38 ± 5.62) em relação às demais fases, demonstrando que ocorreu maior variação nesta direção em função do chute. E que não houve diferença entre as fases pré-chute (15.79 ± 2.49) e pós-chute (17.99 ± 4.00).

A amplitude AP apresentou diferença significativa com $p < 0.01$ na fase de chute (8.49 ± 1.20) em relação às demais fases, demonstrando que ocorreu maior variação nesta direção em função do chute. E que não houve diferença entre as fases pré-chute (2.34 ± 0.77) e pós-chute (2.57 ± 0.74).

A amplitude ML apresentou diferença significativa com $p < 0.01$ na fase de chute (5.19 ± 1.00) em relação às demais fases, demonstrando que ocorreu maior variação nesta direção em função do chute. E que não houve diferença entre as fases pré-chute (2.22 ± 0.45) e pós-chute (2.64 ± 0.70).

A variável área apresentou diferença significativa com $p < 0.01$ na fase de chute (25.67 cm^2) em relação às demais fases, demonstrando que ocorreu maior oscilação durante o chute. E que não houve diferença entre as fases pré-chute (3.84 cm^2) e pós-chute (6.01 cm^2).

A variável velocidade AP apresentou diferença significativa com $p < 0.01$ na fase de chute (11.13 ± 1.82) em relação às demais fases, demonstrando que ocorreu maior variação nesta direção em função do chute. E que não houve diferença entre as fases pré-chute (5.10 ± 0.57) e pós-chute (4.90 ± 0.75).

A variável velocidade ML apresentou diferença significativa com $p < 0.01$ na fase de chute (8.66 cm/s) em relação às demais fases, demonstrando que ocorreu maior oscilação durante o chute. E que não houve diferença entre as fases pré-chute (6.44 cm/s) e pós-chute (5.67 cm/s).

A variável frequência mediana AP apresentou diferença significativa com $p < 0.05$ na fase de chute (1.67 Hz) em relação à fase pré-chute (2.10 Hz), enquanto que em relação à fase pós-chute (2.10 Hz) não houve diferença. A fase pré-chute apresentou diferença significativa com $p < 0.05$ em relação à fase pós-chute (1.83 Hz).

A variável frequência mediana ML apresentou diferença significativa com $p < 0.01$ na fase de chute (1.67 Hz) em relação à fase pré-chute (2.27 Hz), enquanto que em relação à fase pós-chute (1.83 Hz) houve diferença com $p < 0.05$. A fase pré-chute (2.27 Hz) apresentou diferença significativa com $p < 0.01$ em relação à fase pós-chute (1.83 Hz).

A variável frequência media ML apresentou diferença significativa com $p < 0.01$ na fase de chute (1.48 ± 0.36) em relação à fase pré-chute (2.21 ± 0.22), enquanto que em relação à

fase pós-chute (1.87 ± 0.35) houve diferença com $p < 0.05$. A fase pré-chute (2.21 ± 0.22) apresentou diferença significativa com $p < 0.05$ em relação à fase pós-chute (1.87 ± 0.35).

A variável frequência media AP apresentou diferença significativa com $p < 0.01$ na fase de chute (1.12 ± 0.20) em relação à fase pré-chute (1.93 ± 0.40), enquanto que em relação à fase pós-chute (1.55 ± 0.29) houve diferença com $p < 0.05$. A fase pré-chute (1.93 ± 0.40) apresentou diferença significativa com $p < 0.05$ em relação à fase pós-chute (1.55 ± 0.29).

O músculo glúteo médio esquerdo (GME) apresentou diferença significativa com $p < 0.01$ na fase de chute (128.43 ± 21.01) em relação à fase pré-chute (79.64 ± 7.47), e em relação à fase pós-chute (58.06 ± 13.41). A fase pré-chute (79.64 ± 7.47) apresentou diferença significativa com $p < 0.01$ em relação à fase pós-chute (58.06 ± 13.41). (Poder observado 100 %). O músculo glúteo apresenta uma maior contração na fase efetiva do chute, enquanto que a fase pré-chute é mais ativa que a fase pós-chute mostrando que é mais solicitado na preparação do movimento.

O músculo fibular longo esquerdo (FLE) apresentou diferença significativa com $p < 0.05$ na fase de chute ($62.33 \mu V$) em relação à fase pré-chute ($43.90 \mu V$) e pós-chute ($39,43 \mu V$). E que não houve diferença entre as fases pré-chute ($43.90 \mu V$) e pós-chute ($39,43 \mu V$). O músculo fibular longo apresentou uma maior contração na fase de chute em relação às demais fases que não apresentam diferenças entre si.

O músculo tibial anterior esquerdo (TAE) não apresentou diferença entre as fases de chute ($55.19 \mu V$) em relação à fase pré-chute ($34.52 \mu V$) e pós-chute ($39,69 \mu V$). O músculo tibial anterior se comportou como mantenedor do movimento com comportamento homogêneo. Está sincronizado com o deslocamento médio-lateral que por sua vez foi maior que o deslocamento ântero-posterior.

O músculo vasto lateral esquerdo (VLE) apresentou diferença significativa com $p < 0.01$ na fase de chute ($42.03 \mu V$) em relação à fase pré-chute ($36.27 \mu V$) e pós-chute ($33,54 \mu V$). E que não houve diferença entre as fases pré-chute ($43.90 \mu V$) e pós-chute ($33,54 \mu V$). O músculo vasto lateral apresentou uma maior contração na fase de chute em relação às demais fases que não apresentaram diferenças entre si, indicando relação direta com a precisão do chute e com deslocamento AP. No instante do chute é antagonista do músculo glúteo médio.

Tabela 2 – Estatística descritiva das variáveis e fases do movimento estudadas.

Variáveis e fases do movimento estudadas					
	Pré-chute	Chute	Pós-chute	P Valor	Power
(cm)					
Posição AP	-6.26	-6,2	-6,27	*	***
Posição ML	17.28±0.97	17.05±0.92	17.14±0.81	*	**
Desvio Padrão AP	0.59 ± 0.22	1.95 ± 0.23	0.61 ± 0.17	*	100
Desvio Padrão ML	0.51	1.18	0.52	*	**
Deslocamento Total	15.79 ± 2.49	38.38 ± 5.62	17.99 ± 4.00	*	100
Amplitude AP	2.34 ± 0.77	8.49 ± 1.20	2.57 ± 0.74	*	100
Amplitude ML	2.22 ± 0.45	5.19 ± 1.00	2.64 ± 0.70	*	100
Área (cm ²)	3.84	25.67	6.01	*	**
(cm/s)					
Velocidade AP	5.10 ± 0.57	11.13 ± 1.82	4.90 ± 0.75	*	100
Velocidade ML	6.44	8.66	5.67	*	**
(Hz)					
Frequência Mediana AP	2.10	1.67	1.83	*	**
Frequência Mediana ML	2.27	1.67	1.83	*	**
Frequência Média AP	1.93 ± 0.40	1.12 ± 0.20	1.55 ± 0.29	*	100
Frequência Média ML	2.21 ± 0.22	1.48 ± 0.36	1.87 ± 0.35	*	94.2
(RMS - μV)					
GME	79.64 ± 7.47	128.43 ± 21.01	58.06 ± 13.41	*	100
FLE	43.90	62.33	39,43	*	**
TAE	34.52	55.19	39,69	*	**
VLE	36.27	42.03	33,54	*	**

. * P valor calculado para cada comparação

. ** Variáveis não paramétricas

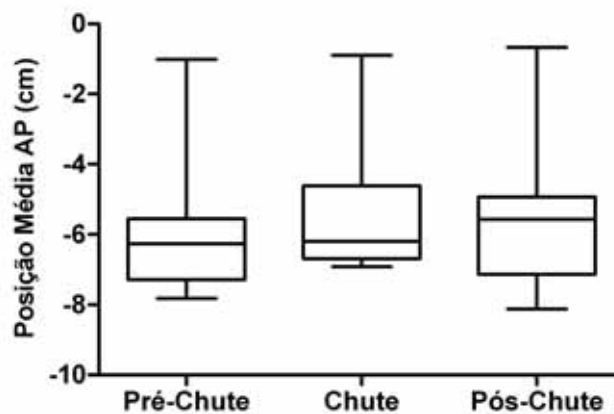


Figura 34 – Mediana, valores mínimo e máximo, primeiro e terceiro quartis da variável posição ântero-posterior do COP das três fases estudadas.

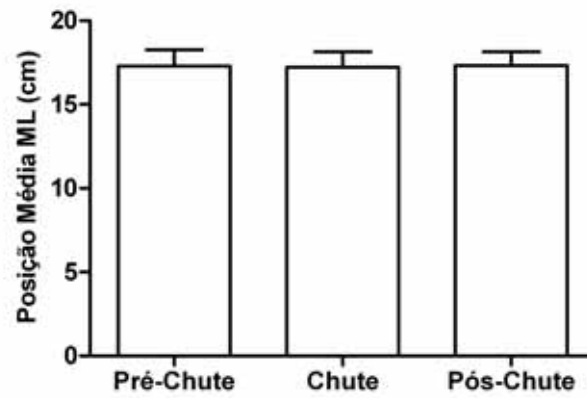


Figura 35 – Média e desvio padrão da variável posição médio-lateral do COP das três fases estudadas.

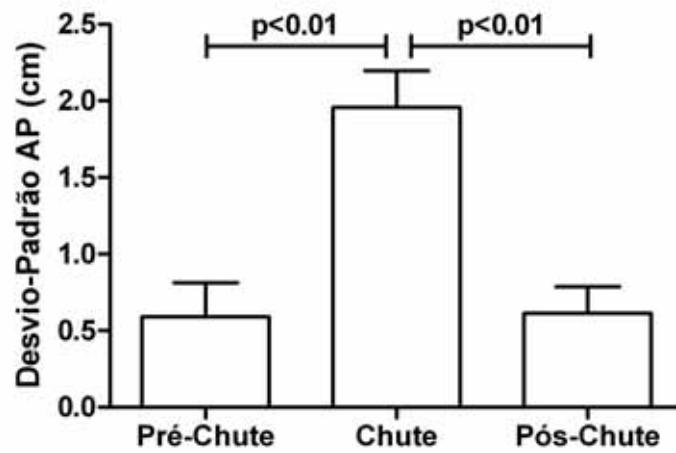


Figura 36 - Média e desvio padrão da variável desvio padrão ântero-posterior do COP das três fases estudadas.

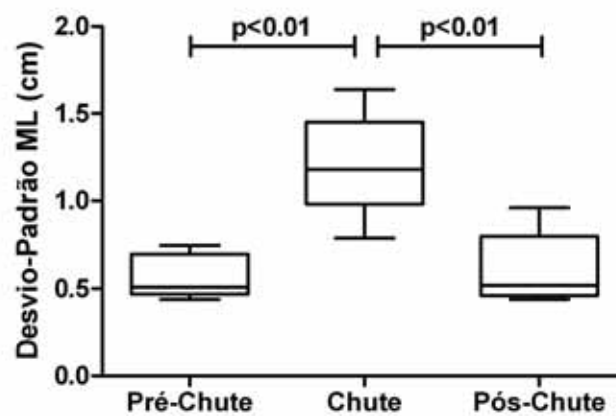


Figura 37 - Mediana, valores mínimo e máximo, primeiro e terceiro quartis da variável desvio padrão médio-lateral do COP das três fases estudadas.

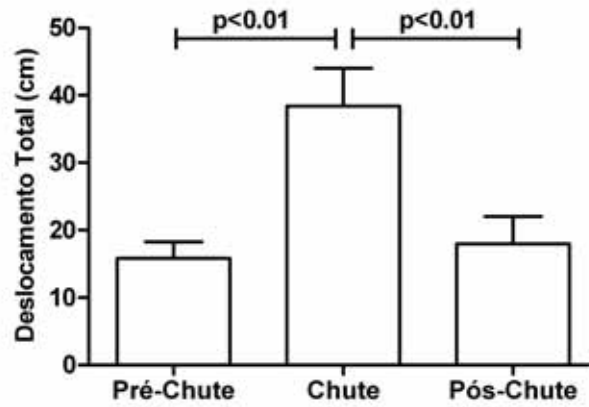


Figura38 – Média e desvio padrão da variável deslocamento total ântero-posterior do COP das três fases estudadas .

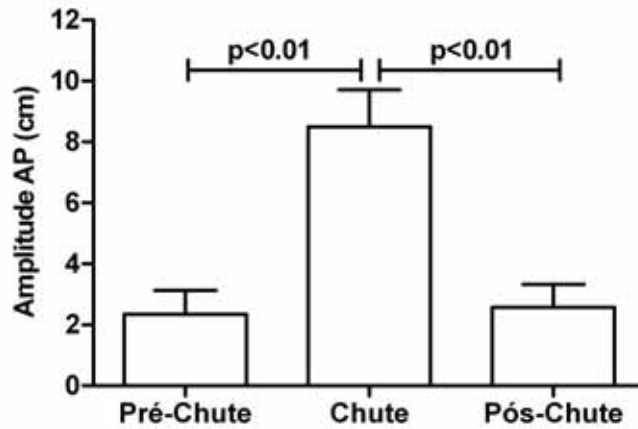


Figura 39 – Média e desvio padrão da variável amplitude AP do COP das três fases estudadas.

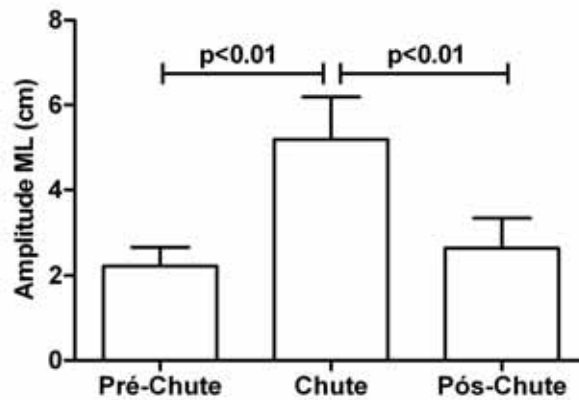


Figura 40 – Média e desvio padrão da variável amplitude ML do COP das três fases estudadas.

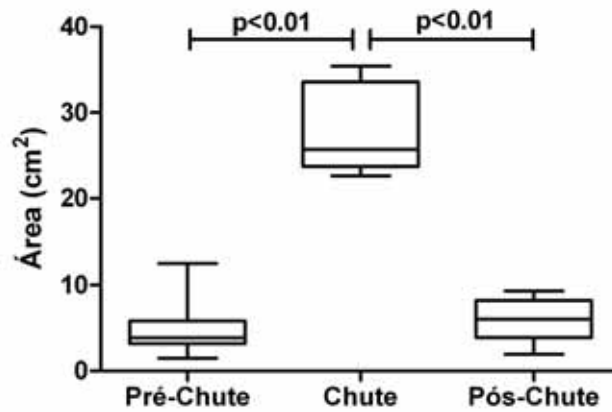


Figura 41 - Mediana, valores mínimo e máximo, primeiro e terceiro quartis da variável área do COP das três fases estudadas.

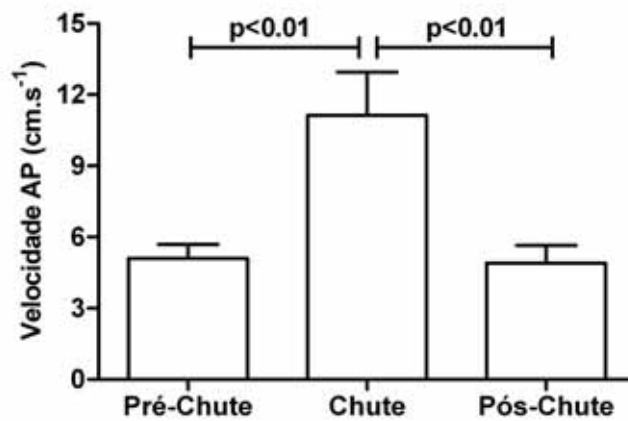


Figura 42 - Média e desvio padrão da variável velocidade AP do COP das três fases estudadas.

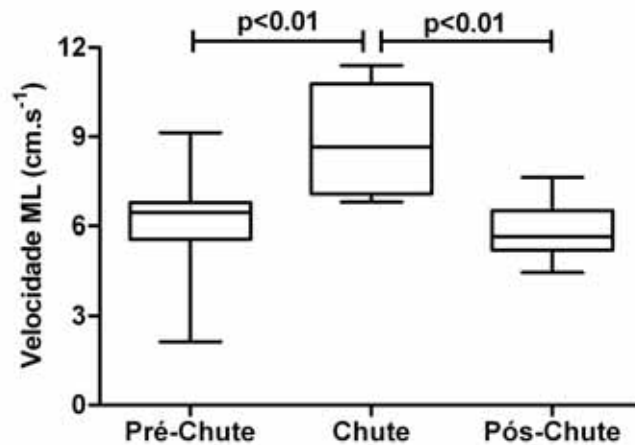


Figura 43 - Mediana, valores mínimo e máximo, primeiro e terceiro quartis da variável velocidade ML do COP das três fases estudadas.

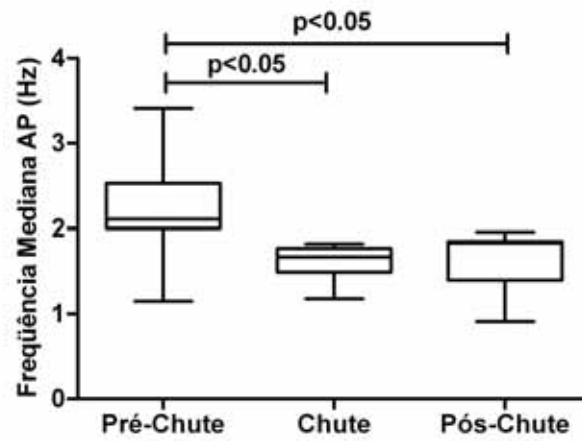


Figura 44 - Mediana, valores mínimo e máximo, primeiro e terceiro quartis da variável frequência mediana AP do COP das três fases estudadas.

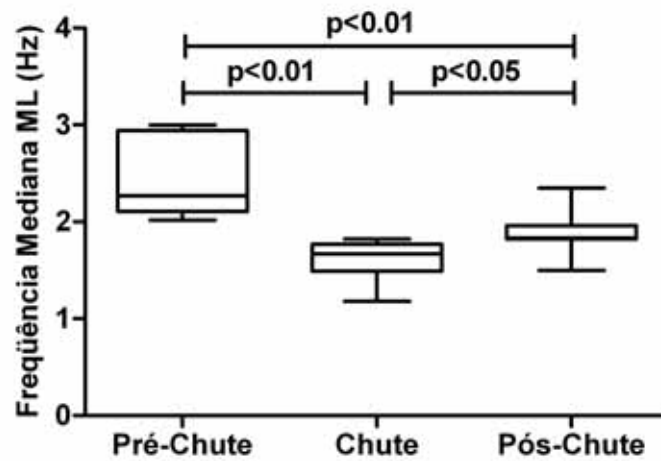


Figura 45 - Mediana, valores mínimo e máximo, primeiro e terceiro quartis da variável frequência mediana ML do COP das três fases estudadas.

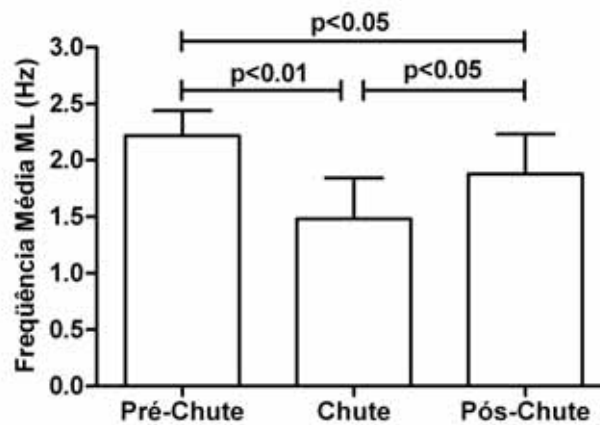


Figura 46 - Média e desvio padrão da variável frequência média ML do COP das três fases estudadas.

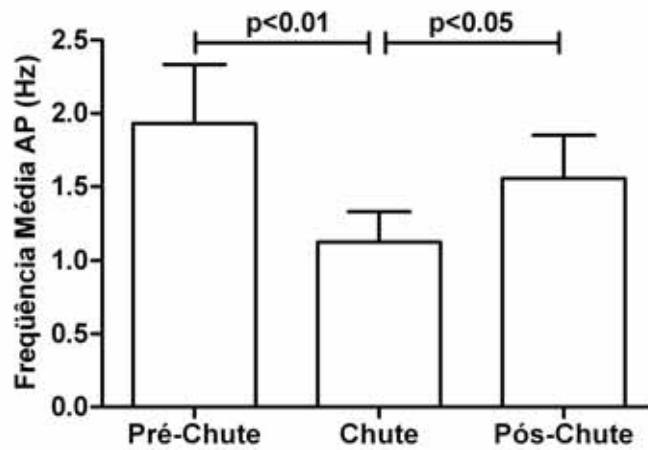


Figura 47 - Média e desvio padrão da variável frequência média AP do COP das três fases estudadas.

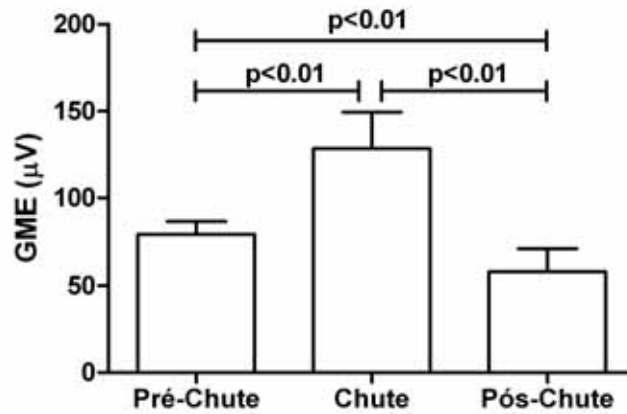


Figura 48 - Média e desvio padrão do músculo glúteo médio esquerdo (GME) das três fases estudadas.

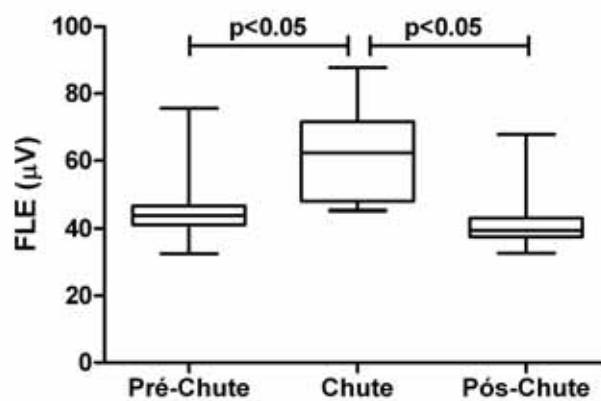


Figura 49 - Mediana, valores mínimo e máximo, primeiro e terceiro quartis do músculo fibular longo esquerdo (FLE) das três fases estudadas.

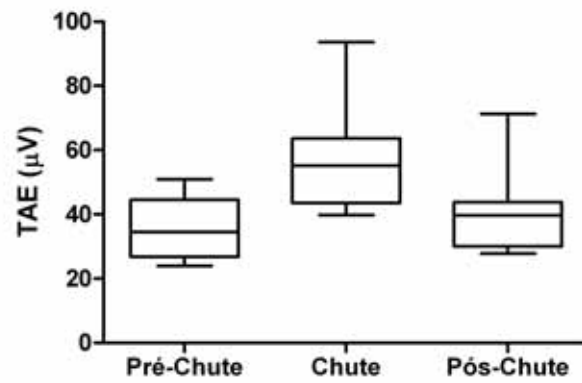


Figura 50 - Mediana, valores mínimo e máximo, primeiro e terceiro quartis do músculo tibial anterior esquerdo (TAE) das três fases estudadas.

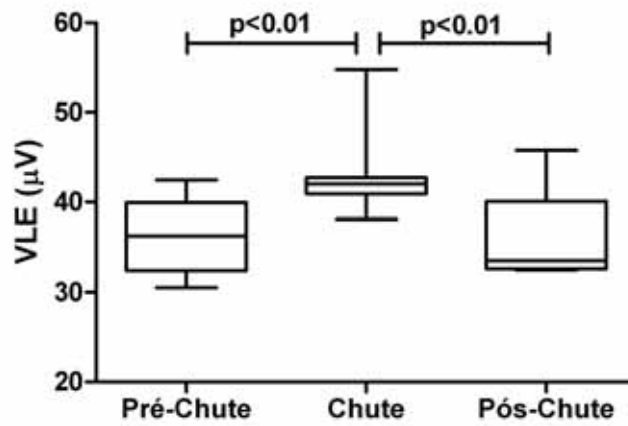


Figura 51 - Mediana, valores mínimo e máximo, primeiro e terceiro quartis do músculo vasto lateral esquerdo (VLE) das três fases estudadas.

5 CONCLUSÃO

A sincronização precisa de toda instrumentação utilizada tais como, plataforma de força, acelerômetro, disparador vertical de bola (DVB), eletromiografia de superfície, com o intuito de investigação do movimento funcional do chute nas fases: pré-chute, chute e pós-chute, possibilitaram a identificação dos padrões do movimento durante a tarefa controlada.

O sistema de tarefa controlada do chute proposto para a avaliação do equilíbrio dinâmico demonstrou-se eficiente para identificação das características estabilométricas em profissionais do futebol nas três fases da tarefa controlada.

Foi possível identificar e descrever o comportamento da atividade elétrica dos músculos glúteo médio esquerdo (GME), fibular longo esquerdo (FLE), tibial anterior esquerdo (TAE), vasto lateral esquerdo (VLE) nas fases pré-chute, chute e pós-chute.

Foi possível identificar e relacionar os sinais do COP com a eletromiografia de superfície para cada fase, permitindo observar suas dependências funcionais.

Observamos que a fase do chute apresentou uma significativa variação em amplitude dos sinais em comparação com as demais fases, devido ao desequilíbrio causado durante a execução do chute.

Diante dos resultados deste trabalho, a tarefa controlada do chute por meio da análise do comportamento motor demonstrou ser uma ferramenta eficaz para análise do equilíbrio dinâmico em atletas praticantes de futebol, e desta forma, podendo auxiliar nas tarefas simples e com ausência de caráter funcional durante a avaliação sensório-motora por meio da análise do controle postural, seja no acompanhamento técnico ou no processo de reabilitação física e prevenção das lesões desse esporte.

REFERÊNCIAS

ACIERNO, S.P. BARATTA, R.V., SOLOMONOW, M. **A practical guide to electromyography for biomechanists.** Louisiana: State University, 1995.

AMADIO, A. C.; DUARTE. M.. **Fundamentos biomecânicos para análise do movimento.** São Paulo: Laboratório de Biomecânica-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**, v.21, p.61-85, 2007.

AMADIO, A.C. ; DUARTE, M. **Fundamentos Biomecânicos para análise do movimento.** São Paulo: Editora Laboratório de Biomecânica EEFUSP, 162p. 1996.

AMORIM C.F. et al., Behavior analysis of electromyographic activity of the masseter muscle in sleep bruxers. **Journal of Bodywork & Movement Therapies**, v.14, p. 234-238, 2010.

AMORIM, C.F. Sistema de Aquisição de Sinais Eletromiográficos com Eletrodos Bipolares com Pré-Amplificação. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA., **Anais...** São José dos Campos: Univap, 2002. p. 18.

ARAÚJO, R.C.;AMADIO, A .C.; FURLANI, J. Contribuição para a interpretação da relação força e atividade EMG. In: CONGRESSO NACIONAL DE BIOMECÂNICA, 4.,1992, São Paulo. **Anais...** São Paulo: Escola de Educação Física da Universidade de São Paulo, 1992. p. 146-153.

ÁVILA, A. O. V.; AMADIO, A.C.; GUIMARÃES, A. C. S.; DAVID, A. C.; MOTA, C. B.; BORGES, D. M.; GUIMARÃES, F. J. S. P.; MENZEL, H.; CARMO, J.; LOSS, J.; SERRÃO, SÁ, M. R.; BARROS, R. M. Métodos de medição em biomecânica do esporte: descrição de protocolos para aplicação nos centros de excelência no esportiva. **Revista Brasileira de Biomecânica**, n.4, p.57-57, 2002

BASMAJIAN, J.V. **Muscles alive: their function revealed by electromyography.** Baltimore: Williams e Wilkins, 1962.

BASMAJIAN, J.V.; DE LUCA, C.J. **Muscle alive: their function revealed by electromyography.** 5a ed. Baltimore, Williams e Wiikins, 1985. p.501-561

BASMAJIAN, J.V, Man's posture, **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 46, pp. 26-36, 1965.

BASMAJIAN, J.V., BENTZON, J.W, An electromyographic study of certain muscles of the leg and foot in the standing position", **Surgery, Gynecology and Obstetrics**, v. 98, p. 662-666, 1954.

BARBIERI, F.A. ; SANTIAGO, P.R.P. ; LIMA JR, R.S. ; CUNHA, S.A. . Comparação angular do membro de suporte do chute com a bola em posição estacionária e em deslocamento. In: XII Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2007, São Pedro. **Anais do XII Congresso Brasileiro de Biomecânica**, 2007. p. 23.

BARFIELD, W .R., Biomechanics of kicking in soccer. **Clinics in Sports Medicine**, Charleston, v.17, n.4, p. 73-79, 1998.

BARRACK, RL; SKINNER, HB; BUCKLEY, SL. Proprioception in the anterior cruciate deficient knee. **American Journal Sports Medicine**, v.17, p.01-06, 1988.

BONFIM, T. R.; PACOLLA, C. A. J. Propriocepção após a reconstrução do ligamento cruzado anterior usando ligamento patela homólogo e autólogo. **Rev. Bras. Ortop.**, v.35, n.6, p.194-201, 2000.

BRAYAN, L; LEPHART, S.C. The sensorimotor system, part 1. The physiologic basis of functional joint stability. **Journal Athletic Training**, v.37, p. 71-79, 2002.

BRYAN, L; MYERS, JB; LEPHART, SC. Sensorimotor system measurement techniques. **Journal Athletic Training**, v.37, p.85-98, 2002.

BRESSEL, E.; YONKER, J. C.; KRAS, J. K.; HEATH, E. M. Comparison of Static and Dynamic Balance in Female Collegiate Soccer, Basketball, and Gymnastics Athletes. **Journal of Athletic Training**, v.42, p.42-46, 2007.

CARNEIRO, F. M. Reconstrução do ligamento cruzado anterior com auto-enxerto do tendão patelar por via artroscópica. **Rev. Bras. Ortop.**, v.34, n.3, p.169-178, 1999.

CHU, D; LEBLANC, R; AMBROSIA, P; AMBROSIA, R, BARATTA, R. V.; Neuromuscular disorder in response to anterior cruciate ligament creep. **Clin. Biomech.**, v.18, p. 223-230, 2003.

CRIM, JR. Winter sports injuries. The 2002 winter olympics experience and a review of the literature. **Magn. Reson Imaging. Clin. N. Am**, v.11, n.2, p.311-21, 2003.

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

DUARTE, M., ZATSIORSKY, V.M, ffects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance, **Experimental Brain Research**, v. 146, p. 60-69, 2002

DUARTE, M: **Análise estabilométrica da postura ereta humana quase-estática**. Tese Livre Docência. Universidade de São Paulo, 2000.

DIENER, H.C., DICHGANS, J., GUSCHLBAUER, B., MAU, H., The significance of proprioception on postural stabilization as assessed by ischemia, **Brain Research**, v. 296, p. 103-109, 1984.

DICKSTEIN, R., PETERKA, R.J., HORAK, F.B. Effects of light fingertip touch on postural responses in subjects with diabetic neuropathy, **Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry**, v. 74, p. 620-626, 2003.

DIETZ, V., Human neuronal control of automatic functional movements: interaction between central programs and afferent input, **Physiological Reviews**, v. 72, n.1, p. 33-69, 1992.

ENOKA, RM. **Bases neuromecânicas da cinesiologia**. São Paulo: Manole, 2000. 155p.

ERVILHA, U.F., DUARTE, M AMADIO, A.C. Estudo sobre procedimento de normalização do sinal eletromiográfico durante o movimento humano. **Rev. Bras. Fisiot.**, p.15-20, 1998.

FONSECA, S. T.; OCARRINO, J. M.; SILVA, P. L. P.; LAGE, C. A.; GUIMARÃES, R. B.; OLIVEIRA, M. T. C. Análise da propriocepção e sua relação com o desempenho funcional de indivíduos com deficiência do ligamento cruzado anterior. **Rev. Bras. Fisioter.**, v.7; 253-259, 2003.

FRIDÉN, T; ZÄTTERSTRÖM, R; LINDSTRAND, A; MORITZ, U. Disability in anterior cruciate ligament insufficiency: an analysis of 19 untreated patients. **Acta Orthop. Scand.**; v.61, n.2, p.131-5, 1990.

GANDEVIA, SC; HALL, LA; Mc CLOSKEY, DI; POTTER, EK. Proprioceptive sensation at the terminal joint of the middle finger. **J Physiol.**, v.33, p.507-517, 1983.

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

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. **Eur. J. Appl. Physiol.**, v.96, p.659–664, 2006.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Bases Biomecânicas do Movimento Humano**. São Paulo: Manole,1999. 295p.

HATZE,H. The meaning of the term”Biomechanics”. **Journal of Biomechanics**, v.7,p.189-190,1974.

JEKA, J.J., LACKNER, J.R. Fingertip contact influences human postural control, **Experimental Brain Research**, v. 100, p. 495-502, 1994.

JOSEPH, J., NIGHTINGALE, A, Electromyography of muscles of posture:thigh muscles in males, **Journal of Physiology**, v. 126, p. 81-85, 1954.

JOSEPH, J., WILLIAMS, P.L, Electromyography of certain hip muscles, **Journal of Anatomy**, v. 91, pp. 286-294, 1957.

JUNIIOR, W. J. M.; **Padrão cinemático do chute no futebol: Comparação entre indivíduos praticantes e não praticantes, nas situações de descanso e exaustão**. Dissertação de mestrado. Universidade Estadual Paulista, 2003.

KANDEL, ER. SCHWARTZ JH; JESSELL TM. **Principles of neural science**. New York: Elsevier, 1997. 345p

KLAUSEN, K., The form and function of the loaded human spine, **Acta Physiologica Scandinavica**, v. 65, p. 176-190, 1965.

LATASH, M. L. Neurophysiological basis of human movement. Estados Unidos: Human Kinetics, Champaign, 1997: In DUARTE, M: **Análise estabilométrica da postura ereta humana quase-estática**. Tese Livre Docência. Universidade de São Paulo, 2000.

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

LEPERS, R., BIGARD, A.X., DIARD, J.P., GOUTEYRON, J.F., GUEZENNEC, C.Y., Posture control after prolonged exercise, **European Journal of Applied Physiology**, v. 76, p. 55-61, 1997.

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, p.917-927, 1998.

MAJEWSKI, M.; SUSANNE, H.; KLAUS, S. Epidemiology of athletic knee injuries: A 10-year study. **Knee**, v.13, n.3, p.84-8, 2006.

MANGUS, B. C.; WALLMANN, H. W.; LEDEORD, L. Analysis of postural stability in collegiate soccer players before and after an acute bout of heading multiple soccer balls. **Sports Biomech**; v.3, n.2, p.209-20, 2004.

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, 2008.

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.

NASCIMENTO, L.N.; AMORIM, C.F.; GIANNASI, L.C.; OLIVEIRA, C.S.;NACIF, S.R.; SILVA, A.M.; NASCIMENTO,D.F.F.; MARCHINI, DANIELA; OLIVEIRA,L.V.F., Occlusal splint for sleep bruxism: na electromyographic associated to Helkimo Index evolution, **Sleep Breath**,v.12, p.275–280, 2008.

OLIVEIRA, L.F, **Análise Quantitativa de Sinais Estabilométricos na Avaliação do Equilíbrio de Gestantes**, Tese de doutorado, Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, 1996.

POLITTI, F., AMORIM C.F., CALILI L., ANDRADE, A.O., PALOMARI, E.T., The use of surface electromyography for the study of auricular acupuncture, **Journal of Bodywork & Movement Therapies**, V.14, p.219-226. 2010.

PORTNEY, L. Eletromiografia e testes de velocidade de condução nervosa. In: O'SULLIVAN, S.B.; SCHMITZ, T.J. **Fisioterapia: avaliação e tratamento**. 2 ed. São Paulo-Manole, 1993. Cap. 10, p. 183-223.

PORTNOY, H., MORIN, F, Electromyographic study of postural muscles in various positions and movements, **The American Journal of Physiology**, v. 186, p. 122-126, 1956.

REDFERN, M.S., YARDLEY, L., BRONSTEIN, A.M. Visual influences on balance”, **Anxiety Disorders**, v. 15, p. 81-94, 2001.

RILEY, M.A., WONG, S., MITRA, S., Common effects of touch and vision on postural parameters, **Experimental Brain Research**, v. 117, pp. 165-170, 1997.

ROSA, LM. Avaliação de equilíbrio dinâmico de jogadores de futebol durante o chute. 2010. 115f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2010.

SANTIAGO, P. R, P. **Comparação do padrão cinemático do chute no futebol entre jogadores de dois países**. Dissertação de mestrado. Universidade Estadual Paulista, 2005.

SHUMWAY-COOK, A; WOOLLACOTT, MH. **Controle motor: teoria e aplicações clínicas**. São Paulo: Manole, 2003. 245p.

SMITH, L.K., WEISS, E.L., LEHMKUHL, L.D, **Cinesiologia Clínica de Brunnstrom**, São Paulo: Manole, 1997. 232p.

SODERBERG, G.L. & COOK, T.M. Electromyography in Biomechanics. **Physical Therapy**, v.64, p.: 1813-20, 1984.

SUDA, E.Y; AMORIM, C.F.; SACCO, I.C.N. Influence of ankle functional instability on the ankle electromyography during landin after volleyball blocking, **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, p.e84-e93, 2009.

TEIXEIRA, F. G. **Comparação dos padrões cinemáticos de chutes realizados por participantes com 15 e 17 anos**. Dissertação de Mestrado. Universidade Estadual Paulista, 2004.

TURKER, K.S. Electromyographyc: Some methodological problems and issues. **Physical .Therapy**. v.73, n.10,p. 698-710, 1993.

THOMAZ, T. **Descrição e comparação de dois tipos de chute no futebol feminino através de variáveis angulares.** Dissertação de mestrado. Universidade Estadual Paulista, 2005.

TOOKUNI, K. S.; NETO, R. B.; PEREIRA, C. A. M, SOUZA, D. R.; GREVE, J. M. A.; AYALA, A. A. Análise comparativa do controle postural de indivíduos com e sem lesão do ligamento cruzado anterior do joelho. **Acta Ortop. Bras.**, v.13, n.3, 2005.

VUILLERME, N., TEASDALE, N., NOUGIER, V, The effect of expertise in gymnastics on proprioceptive sensory integration in human subjects, **Neuroscience Letters**, v. 311, p. 73-76, 2001b.

WINTER, D.A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement.** New York: John Wiley & Sons Inc.,1990.

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

WINTER, D.A., PATLA, A.E., PRINCE, F., ISHAC, M., GIELO-PERCZAK, K. Stiffness control of balance in quiet standing, **Journal of Neurophysiology**, v. 80, p. 1211-1221, 1998.

YUAN, Y., CHAN, K-M, A longitudinal study on the ammonia threshold in junior cyclists, **British Journal of Sports Medicine**, v. 38, p. 115-119, 2004.

ZÄTTERSTRÖM R, FRIDÉN T, LINDSTRAND A, MORITZ U. The effect of physiotherapy on standing balance in chronic anterior cruciate ligament insufficiency. **Am. J. Sports Med**, v.22, n.4, p.531-536, 1994.

BIBLIOGRAFIA CONSULTADA

ANDRADE, A.D.; SILVA, T.N.S.; VASCONCELOS, H.; MARCELINO, M.; RODRIGUES-MACHADO, M.G.; FILHO, G.; MORAES, M.; MARINHO, P.E.M.; AMORIM, C.F. Inspiratory muscular activation during threshold therapy in elderly healthy and patients with COPD, **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v.15, p. 231-239, 2005.

ARAUJO, R.C.; DUARTE, M.; AMADIO, A. C. Evaluation of increase in force and EMG Activity's Curves. In: CONGRESS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY OF BIOMECHANICS, 15., Jyvaskyla, 1995. **Abstract...** Jyvaskyla, University of Jyvaskyla, 1995. p.64-65.

ASAI, T.; CARRE, M.; AKATSUKA, T.; HAAKE, S. The curve kick of a football I: impact with the foot. **Sports Engineering**, v.5, p.183-192, 2002.

BABA, K.; AKISHIGE, S.; YAKA, T.; AI, M. Influence of alteration of occlusal relationship on activity of jaw closing muscles and mandibular movement during submaximal clenching. **Journal of Oral Rehabilitation**. v.27, p.783-801, 2000.

BASMAJIAN, J.V. **Muscle Alive**. 4 ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1978.

BASMAJIAN, J.V, Electromyography of two-joint muscles, **The Anatomical Record**, v. 129, p. 371-380, 1957.

BASMAJIAN, J.V, Electromyography of iliopsoas, **The Anatomical Record**, v. 132, p. 127-132, 1958.

BASMAJIAN, J.V., BAZANT, F.J, Factors preventing downward dislocation of the adducted shoulder joint. An electromyographic and morphological study, **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 41-A, p. 1182-1186, 1959.

BASMAJIAN, J.V., STECKO, G, The role of muscles in arch support of the foot, **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 45-A, pp. 1184-1190, 1963.

BIASOTTO, D. A. **Estudo eletromiográfico de músculos do sistema estomatognático durante a mastigação de diferentes materiais**. Dissertação (Mestrado em odontologia) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba da UNICAMP, 2000. 134p.

BLANKSMA, N.G ;VAN EIJDEN, T.M.G.J. Electromyographic Heterogeneity in the Human Temporalis and Masseter Muscles during Static Biting, Open Close Excursion, and Chewi. **Journal of Dental Research**. v.74, n.6,p. 1318- 1327. June 1995.

BARFIELD, W. R., KIRKENDALL, D. T.; YU, B. kinematic instep kicking differences between elite female and male soccer players. **Journal of Sports Science and Medicine** v.1, p.72-79, 22, 2002.

BELL, J; BOLANOWSKI, S; HOLMES, MH. The structure and function of Pacinian corpuscles: A review. **Progress in Neurology**, 1994, 42: 79-128.

BURDEN, A.; BARTLETT, R. Normalisation og EMG amplitude: an evolution comparison of old and newmethods. **Medical Engineering & Phisics**, v. 21, p. 247-257, 1999.

DORGE, H., BULL-ANDERSEN, T., SORENSEN, H. AND SIMONSEN, E.; Biomechanical differences in soccer kicking with the preferred and the non-preferred leg. **Journal of Sports Sciences**, v.20, p.293-299, 2002.

DAINTY, D.A.;NORMAN,R.W. **Standarding biomechanical testing in sport**. Champaign, Human Kinetics, 1987.

DALE R. The micro-acupuncture system. **Am. J. Acupuncture** ,v. 4, p. 7-24.1976.

DUARTE, M, “Modelagem do controle postural humano. In: **IX Congresso Brasileiro de Biomecânica**, Gramado, 2001.

DUARTE, M., ZATSIORSKY, V.M, “Patterns of center of pressure migration during prolonged unconstrained standing”, **Motor Control**, v. 3, n. 1, p. 12-27, 1999.

EKDAHL, C.; JARNLO, G. B.; ANDERSON, S. I. Standing balance in healthy subjects. **Scand. J. Rehab. Med**, v.21, p.187-195, 1989.

EZZO, J.; BERMAN, B.; HADHAZY, V.A.; JADAD, A.R; LAO, L.; SINGH, B.B. Is acupuncture effective for the treatment of chronic pain? a systematic review. **Pain** v.86, p.17-225. 2000.

FARBER, P.L. **A medicina do Século XXI**. São Paulo, SP: Roca Ltda, 1997. 183 p.

GLAROS, A.G.; RAO, S.M. Bruxism : a critical review. **Psychol Bull.** v.84, p.767-781,1977.

GSTÖTTNER, M.; NEHER, A.; SCHOLTZ, A., MILLONIG, M; LEMBERT, S.; RASCHNER, R. Balance Ability and Muscle Response of the Preferred and on preferred Leg in Soccer Players. **Motor Control**, v.13, p.218-231, 2009.

GUALTIERI, D.; CATTANEO, A.; SARCINELLA, R.; CIMADORO, G.; ALBERTI, G. Relationship between balance capacity and jump ability in amateur soccer players of different ages. **Sport Sci. Health**, v.3, p.73–76, 2008.

HALL, J. S. **Biomecânica básica**. Rio de Janeiro: Guanabara, 1999. 245p.

HYVARINEN, J.; KARLSON ,M. Low resistance skin points that may coincide with acupunture loci. **Med Biol** . v. 55, p.88-94. 1977.

HIYAMA, S.; ONO, T.; ISHIWATA, Y.; KATO, Y.; KURODA, T. First night effect of an interocclusal appliance on nocturnal masticatory muscle activity. **Journal of Oral Rehabilitation**. v.30, p.139-145, 2000.

JHOANSSON, H.; SJOLANDER, P.; SOJKA, P. Receptors in the knee joint ligaments and their role in the biomechanics of the joint. **Critical Reviews Biomedical Engineering.**, v.18, p.341-368, 1991.

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

KELSO, J.A.S.; DING, M.; SCHÖNER, G. Dynamic pattern formation: a primer. In: SMITH, L.B.; THELEN, E. A dynamic systems approach to development applications, **Cambridge: MIT Press**, p.13-50, 1993.

LAFONTINE, D; LAMONTAGNE, M. 3D Kinematics Using Moving Cameras: Development and Validation of the Mobile Data Acquisition System. **J. Applied Biomechanics**. v.19, p.372-377, 2003.

LANDULPHO, A.B. et al. The effect of the occlusal splints on the treatment of temporomandibular disorders – a computerized electromyographic study of masseter and anterior temporalis muscles. **Electomyogr. Clin. Neurophysiol.** v.42, p.187-191.2002.

LAVIGNE, G.J.; ROMPRÉ, P.H.; POIRIER, G; HUARD, H; KATO, T; MONTPLAISIR, J.Y. Rhythmic masticatory muscle activity during sleep in humans. **J Dent Res.** v.80, n.2, p.443-448.2001.

LAVIGNE, G.J.; ROMPRÉ, P.H.; MONTPLAISIR, J. Sleep bruxism: validity of clinical research diagnostic criteria in a controlled polysomnographic study. **J Dent Res.** v.75, p.546-552. 1996.

LEE TN. Thalamic neuron theory: a hypothesis concerning pain and acupuncture. **Med Hypotheses**, v.3, p.113-121.1977.

LEE TN. Thalamic neuron theory: theoretical basis for the role played the central nervous system (CNS) in the causes and cures of all diseases. **Med Hypotheses** v. 43, p. 285-302, 1994.

LIEBESKIND J, MAYER D, AKIL H. Central mechanisms of pain inhibition: studies of analgesia from focal brain stimulation. In: BONICA, J. J. ed. **Advances in Neurology**. New York, N.Y.: Raven Press, 1974.

LOOBEZO, F., SOUCY, J.P.; HARTMAN, N.G.; MONTPLAISIR, J.Y.; LAVIGNE, G.J. Effects of the D2 receptor agonist bromo-criptin on sleep Bruxism: Report of two single-patient clinical trials. **Journal of Dental Research**, v.76, p.1610, 1997.

LEPHART, S.M.; RIEMANN, R.; FU, F. H. Proprioception and neuromuscular control in joint stability. **Human Kinetics**, p.37- 51, 2000.

LYSHOLM, M.; LEDIN, T.; ODKVIST, L. M.; GOOD, L. Postural control: a comparison between patients with chronic anterior cruciate ligament insufficiency and healthy individuals. **Scand J Med Science Sports**, v.8, n.6, p.432-8, 1998.

MANGUS, B. C.; WALLMANN, H. W.; LEDEORD, L. Analysis of postural stability in collegiate soccer players before and after an acute bout of heading multiple soccer balls. **Sports Biomech**; v.3, n.2, p.209-20, 2004.

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, 2008.

McLEAN L. The effect of postural correction on muscle activation amplitudes recorded from the cervicobrachial region. **J Electromyogr Kinesiol.**, v.15,p.527–535. 2005.

MERLETTI, R., LO CONTE, L.R, Surface EMG signal processing during isometric contractions, **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 7, n. 4, p. 241-250, 1997.

NOBRE, M.E.P.N.; LOPES, F.; CORDEIRO, L.; MARINHO, P.E.M.; SILVA, T.N.S.S.; AMORIM, C.F.; CAHALIN, L.P.; ANDRADE, A.D., Inspiratory muscle endurance testing: pulmonary ventilation and electromyographic analysis, **Respiratory Physiology & Neurobiology**, v3, p.234-236, 2006.

NUNOME, H.; ASAI, T.; IKEGAMI, Y.; SAKURAI, S. Threedimensional kinetic analysis of side-foot and instep soccer kicks. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.34, p.2028-2036, 2002.

OLESON T. **Auriculotherapy Manual: Chinese and Western Systems of Ear Acupuncture**. 2 .ed. Los Angeles : Health Care Alternatives, 1996. 176p.

OLIVEIRA, L.F., SIMPSON, D.M., NADAL, J, Calculation of area of stabilometric signals using principal component analysis”, **Physiological Measurements**, v. 17, p. 305-312, 1996.

OKKERSE, W.; BREBELS, A.; DE DEYN, P.P.; NAGELS, G.; DE DEYN, B. Influence of a bite-plane according to Jeanmonod, on bruxism activity during sleep. **Journal of Oral Rehabilitation**, v,29, p.980-985, 2002.

RAMFJORD, S.P.; MICH, A.A. Bruxism: a clinical and electromyographic study. **J Am Dent Assoc**. v.62, p.35-58.1961.

RIGOL RO. **Manual de acupuntura y digitopuntura**. La Habana: Ed. Ciencias Médicas, 1992.p. 10-11.

ROARK, A.L.; GLAROS, A.G.; O'MAHONY, A.M. Effects of interocclusal appliances on EMG activity during parafunctional tooth contact. **Journal of Oral Rehabilitation**, v.30, p.573-577, 2003.

ROSALES, V. P.; IKEDA, K.; HIZAKI, K.; NARUO, T.; NOZOE, S.; ITO, G. Emotional stress and brux-like activity of the masseter muscle in rats. **European Journal of Orthodontics**. v.24, p.107-117.2002.

RUGH, J.D.; HARLAN, J. Nocturnal bruxism and temporomandibular disorders. **Adv Neurol**. v.49, p.329-341.1988.

SANTOS, P., BARBIERI, F.; GOBBI, L. Relacionamento entre as variáveis da corrida de aproximação e da posição de pé de apoio com a velocidade da bola nos chutes com o membro dominante e não dominante. In: XIII Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2009, São Pedro. **Anais do XIII Congresso Brasileiro de Biomecânica**, 2009.

SCURR, J.; HALL, B.; The effects of approach angle on penalty kicking accuracy and kick kinematics with recreational soccer players. **Journal of Sports Science and Medicine**, v.8, p.230-234, 2009.

SCOGNAMILLO-SZABÓ MVR, BECHARA GH. Acupuntura: bases científicas e aplicações. **Cienc Rural** , v.31,n.6,p.1091-1099.2001.

SHEIKHOLESLAM, A.; HOLMGREN, K.; RIISE, C. A clinical and electromyographic study of the long-term effects of an occlusal splint on the temporal and masseter muscles in patients with functional disorders and nocturnal Bruxism. **Journal of Oral Rehabilitation**. v.13, p.137-145.1986.

SIMONSEN,E.B.; DYHRE-POUSEN,P.; VOIGT, M.; AAGAARD,P.; FALLENTIN,N. Mechanisms contributing to different joint moments observed during human walking. **Sacandinavian Journal of Medicine Science Sports**, v.7, n.1, p.1-13, 1997.

STARWYNN, D. Electrophysiology and the acupuncture systems. **Med Acupct** v.13,n.1, p.34-39.2001.

TREACY, K. Awareness/relaxation training and transcutaneous electrical neural stimulation in the treatment of bruxism. **Journal of Oral Rehabilitation**. v.26, p.280-287, 1996.

.TOSUN, T.; KARABUDA, C.; CUHADAROGLU, C. Evaluation of sleep bruxism by polysomnographic analysis in patients with dental implants. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**. v.18, p.286-291, 2003.

TIXA, S. **Atlas de anatomia palpatória do pescoço, do tronco e do membro superior**, São Paulo: Manole, 2000. 298p.

VELLY-MIGUEL, A .M, et al. Bruxism and other orofacial movements during sleep. **J Craniomandibular Dis Fac Oral Pain**. v.6, p.71-81. 1992.

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

.WALL, P.D.; MELZACK, R. **Textboock of pain**. 3 rd.Churchill Livingstone ,1994. p.1209-1223.

XIMENEZ, J. M., **Análise cinemática de dois tipos de chutes no futebol**. Dissertação de mestrado. Universidade Estadual Paulista, 2002.

YEMM, R. Stress-induced muscle activity: a possible etiologic factor in denture soreness. **J Prosthet Dent**. v.28, p.133-137, 1972.

WINTER, D.A, **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**, 2nd ed., New York: John Wiley & Sons, 1990.

WINTER, D.A., PATLA, A.E., RIETDYK, S., ISHAC, M.G, “Ankle muscle stiffness in the control of balance during quiet standing, **Journal of Neurophysiology**, v. 85, p. 2630-2633, 2001.

ZATSIORSKY, V.M., DUARTE, M, Instant equilibrium point and its migration in standing tasks: rambling and trembling components of the stabilogram, **Motor Control**, v. 3, p. 28-38, 1999.

ANEXO A - APRECIÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA



PRPPG-Pro-reitoria de Pesquisa e Pós-graduação
Comitê de ética em Pesquisa
Rua Visconde do Rio Branco, 210 Centro Taubaté-SP 12020-040
Tel.: (12) 3625.4143 – 3635.1233 Fax: (12) 3632.2947
cep@unitau.br

DECLARAÇÃO Nº 022/09

Protocolo CEP/UNITAU nº 523/08 (Esse número de registro deverá ser citado pelo pesquisador nas correspondências referentes a este projeto)

Projeto de Pesquisa: *Avaliação de equilíbrio dinâmico de jogadores de futebol durante o chute por meio de cinematria 3d associada à variação de centro de pressão.*

Pesquisador(a) Responsável: Luciano Moreira Rosa

O Comitê de Ética em Pesquisa, em reunião de **12/12/2008**, e no uso das competências definidas na Resolução CNS/MS 196/96, considerou o Projeto acima **aprovado**.

Taubaté, 19 de fevereiro de 2009

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Robison Baroni', is written over a faint, circular stamp or seal.

Prof. Robison Baroni

Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de Taubaté

APÊNDICE A - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Termo de Consentimento

Projeto de Pesquisa:

AVALIAÇÃO DE EQUILÍBRIO DINÂMICO DE JOGADORES DE FUTEBOL DURANTE O CHUTE POR MEIO DE CINEMETRIA 3D ASSOCIADA À VARIAÇÃO DE CENTRO DE PRESSÃO

- Essas informações estão sendo fornecidas para sua participação voluntária neste estudo.
- Essa análise não trará nenhum desconforto ou risco à sua integridade física;
- A pesquisa será feita utilizando um dispositivo (equipamento) capaz de analisar o equilíbrio dinâmico durante a realização do chute.
- Nenhuma conduta será invasiva ao seu corpo.
- Em qualquer etapa do estudo, você terá acesso aos profissionais responsáveis pela pesquisa para esclarecimento de eventuais dúvidas. O principal investigador é o fisioterapeuta Luciano Moreira Rosa;
- O Participante deverá estar presente em (02) dois dias para a realização da pesquisa com intervalo de uma semana entre os dias da coleta.
- É garantida a liberdade da retirada de consentimento a qualquer momento e de deixar de participar do estudo, sem qualquer prejuízo à sua pessoa;
- Os resultados obtidos durante este ensaio serão mantidos em sigilo, e os voluntários não serão identificados por ocasião da exposição ou publicação dos resultados experimentais;
- Não há despesas pessoais para o participante em qualquer fase do estudo. Também não há compensação financeira relacionada à sua participação. Se

existir qualquer despesa adicional, ela será absorvida pelo orçamento da pesquisa;

- O voluntário poderá contactar a Secretaria da Comissão de Ética para apresentar recursos ou reclamações em relação ao ensaio clínico;
- O voluntário obtém todas as informações necessárias para poder decidir conscientemente sobre a participação no referido ensaio.

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Acredito ter sido suficientemente informado a respeito das informações que li ou que foram lidas para mim, descrevendo o estudo “**AValiação de Equilíbrio Dinâmico de Jogadores de Futebol Durante o Chute por meio de Cinematria 3D associada à variação de Centro de Pressão**”

Eu discuti com o fisioterapeuta Luciano Moreira Rosa sobre a minha decisão em participar nesse estudo. Ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidades ou prejuízo.

Data ____/____/____.

Assinatura do voluntário

RG: _____

Data ____/____/____.

Assinatura da testemunha

Declaro que obtive de forma apropriada e voluntária o Consentimento Livre e Esclarecido deste voluntário para a participação neste estudo.

Data ____/____/____.

Luciano Moreira Rosa