

UNESP
Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá

Guaratinguetá
2012

DM
2012

SILVA, Marcelo Guimarães

MARCELO GUIMARÃES SILVA

INSTRUMENTAÇÃO BIOMECÂNICA APLICADA À ANÁLISE DO
DESEMPENHO DO CHUTE EM JOGADORES DE FUTEBOL DE CAMPO

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

Orientador: Prof. Dr. Tamotsu Hirata
Co-orientador: Prof. Dr. Henrique Martins Rocha

Guaratinguetá
2012

S586i	<p>Silva, Marcelo Guimarães Instrumentação Biomecânica aplicada à análise do desempenho do chute em jogadores de futebol de Campo / Marcelo Guimarães Silva – Guaratinguetá : [s.n], 2012. 107 f : il. Bibliografia: f. 98-105</p> <p>Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2012. Orientador: Prof. Dr. Tamotsu Hirata Coorientador: Prof. Dr. Henrique Martins Rocha</p> <p>1. Biomecânica I. Título</p> <p style="text-align: right;">CDU 612.766(043)</p>
-------	---

MARCELO GUIMARÃES SILVA

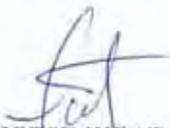
ESTA DISSERTAÇÃO FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
"MESTRE EM ENGENHARIA MECÂNICA"

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. MAURO PEDRO PERES
Unesp-Feg


Prof. Dr. LUIZ HELENO MOREIRA DUQUE
UFF - Rio das Ostras/RJ

Febrero de 2012

DADOS CURRICULARES

MARCELO GUIMARÃES SILVA

NASCIMENTO	08.10.1980
FILIAÇÃO	Carlos Fernando Silva Rosa Maria Guimarães Silva
1999/2002	Curso de Graduação em Educação Física Escola Superior de Cruzeiro/SP - ESC
2002/2003	Curso de Pós-Graduação em Administração, Marketing e Gestão nos Esportes, na Escola Superior de Cruzeiro/SP - ESC
2010/2012	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível de Mestrado, na área de Projetos, na Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá - UNESP

Dedico este trabalho a minha família que sempre me apoiou desde o início desta jornada, em especial a minha esposa Alaiza pela compreensão e a minha querida filha Marcela.

AGRADECIMENTOS

A Deus em primeiro lugar, por estar ao meu lado e por abençoar a mim e a minha família.

A minha esposa Alaiza e minha filha Marcela por serem compreensivas nos momentos mais difíceis dos meus estudos, e principalmente por me incentivarem a buscar sempre os meus objetivos.

A meus pais por apoiarem na minha formação acadêmica inicial, e ao meu sogro “Srº Batista” por ser fundamental nos momentos necessários.

Aos Professores da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá.

Aos colegas da pós-graduação da FEG que me incentivaram durante esta jornada, em especial ao Gilmar pelo auxílio no projeto da plataforma de força.

Ao meu co-orientador Profº Dr. Henrique Martins Rocha.

Especialmente, ao meu orientador Profº Dr. Tamotsu Hirata, por transmitir seus conhecimentos na área, pela paciência, dedicação e participação dispendidos no meu projeto, desde a proposta inicial, ajudando-me na realização deste grande objetivo.

Aos funcionários do Departamento de Mecânica pelo apoio nos momentos necessários, especialmente Walter Luiz M. Tupinambá, que me auxiliou durante as fases da pesquisa.

Aos estagiários Álvaro Rodrigo, Mário e Hugo Rangel pela dedicação nos ensaios instrumentais e coleta de dados.

A todos os funcionários da pós-graduação pela credibilidade, respeito com os alunos e atendimento eficiente.

Às funcionárias da biblioteca, que sempre atenderam de maneira exemplar as minhas solicitações; pela educação e respeito no atendimento.

A equipe do Resende Futebol Clube, ao supervisor “Guto” por ceder os atletas para a pesquisa, e também aos atletas e responsáveis que participaram de maneira exemplar dos ensaios.

A todos que acreditaram no meu projeto desde a fase inicial até a conclusão.

APOIO FINANCEIRO

Esta pesquisa contou com apoio da seguinte entidade:

- CAPES/DS

“Experiência não é o que acontece a um homem. É o que o homem faz com aquilo que lhe acontece.”

Aldous Huxley

SILVA, MG. Instrumentação Biomecânica aplicada à análise do desempenho do chute em jogadores de futebol de Campo. 2012. 107p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2012.

RESUMO

O chute no futebol é um gesto técnico bastante estudado, devido a sua importância dentro de uma partida, porém existem algumas lacunas importantes a serem preenchidas, principalmente quanto a sua análise no aspecto quantitativo. Este estudo teve como objetivo encontrar um sistema eficaz de análise dos fatores técnicos intervenientes na performance motora de jogadores de futebol de campo. Neste sentido tornou-se de fundamental importância avaliar parâmetros biomecânicos aplicados durante o chute com o dorso do pé em atletas de categorias de base, a fim de melhorar a performance motora e corrigir falhas não detectadas pela análise qualitativa. Desta forma foi elaborado um sistema de medidas específico, que teve como ponto central da pesquisa, a análise do movimento de chute ao gol. Utilizou-se a cinemetria bidimensional (2D), visando analisar o ângulo formado pelo joelho da perna de apoio; a força de reação do solo ou força vertical (F_v); o COP (centro de pressão) medido pelo equilíbrio do pé de apoio e deslocamento em fases determinantes do chute; e através de acelerômetro, encontrou-se o comportamento da aceleração ou desaceleração produzidas nas fases do movimento de chute. A amostra foi constituída de quatro indivíduos com idades compreendidas entre 16 e 19 anos, atletas da equipe do Resende Futebol Clube, sendo dois da categoria juniores e dois da categoria juvenil. O teste consistiu na execução de chutes com o dorso do pé cujo objetivo foi acertar o alvo posicionado a nove metros do voluntário; o chute caracterizou-se por ser funcional, mas ao mesmo tempo empregando potência.

Os resultados encontrados foram coerentes para F_v e aceleração na análise inter-voluntários. Em relação à velocidade alcançada pela bola para inter-voluntários, os resultados apresentaram padrão esperado. Quanto ao COP, foram observadas divergências dos valores na análise inter-voluntários, porém quando feita a análise dos chutes intra-voluntários, os dados se apresentaram coerentes.

PALAVRAS – CHAVE: Instrumentação, Cinemetria 2D, Futebol e COP.

SILVA, MG. Biomechanical Instrumentation of Kick performance for football players. 2012. 107p. Dissertation (Master in Mechanical Engineering) – Engineering School of Guaratinguetá, From São Paulo State University, Guaratinguetá, 2012.

ABSTRACT

The kick in soccer is a technical gesture extensively studied because of its importance within a game, but there are some important gaps to be filled, especially regarding its analysis on the quantitative aspect. This study aimed to find an effective system of analysis of technical factors involved in motor control performance of soccer players in the field. In this sense has become of paramount importance to assess biomechanical parameters applied during the kick with the instep of the basic categories of athletes, to improve motor performance and to correct errors not detected by qualitative analysis. Thus was developed a system of specific measures, which had as its central point of the research, analysis of the motion of kicking the goal. Kinemetry used the two-dimensional (2D) to evaluate the angle formed by the knee of the supporting leg, the ground reaction force, especifically vertical force (F_v), the COP (center of pressure) measured by the balance of the foot support and decisive shift in phases of the kick, and by accelerometer, found the behavior of acceleration or deceleration produced in the phases of the motion of kick. The sample consisted of four individuals aged between 16 and 19 years, athletes team Resende Football Club, two juniors and two categories of the youth category. The test consisted in the execution of kicks with the instep whose goal was to hit the target positioned at nine meters of the volunteer, the kick was characterized by being functional, but at the same time employing power.

The results were consistent for F_v and acceleration parameters between inter-volunteers and the ball speeds were registered according with literature. The results showed the expected pattern, however, COP parameter presented the individual pattern between inter-volunteers and showed same trend for intra- volunteers.

KEYWORDS: Instrumentation, kinemetry 2D, Soccer and COP.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Áreas para complexa análise biomecânica do movimento Humano.....	30
Figura 2: Cinetograma do movimento da coxa e perna durante um chute com o dorso do pé no futebol.....	42
Figura 3: Lay-out vista superior do chute 2D	52
Figura 4: Lay-out vista posterior do chute 2D	52
Figura 5: Lay-out vista lateral do chute 2D.....	53
Figura 6: Voluntário (A) executando a aproximação do pé de chute na bola.....	54
Figura 7: 1ª fase, voluntário tocando calcanhar na plataforma de força.....	55
Figura 8: 2ª fase, voluntário tocando pé de apoio firmemente na plataforma.....	56
Figura 9: 3ª fase, pré chute com máxima flexão do joelho.....	56
Figura 10: 4ª fase, toque inicial da bola com o dorso do pé.....	57
Figura 11: 5ª fase, final de contato da bola com o pé.....	57
Figura 12: Plataforma de força instalada no Laboratório de Biomecânica FEG /UNESP.....	59
Figura 13: Fase de carregamento de anilha (12º ponto) no centro da plataforma....	60
Figura 14: Curva de calibração canal 0 (fase ascendente).....	61
Figura 15: Curva de calibração canal 0 (fase descendente).....	61
Figura 16: Curva de calibração canal 1 (fase ascendente).....	62
Figura 17: Curva de calibração canal 1 (fase descendente).....	62

Figura 18: Curva de calibração canal 2 (fase ascendente).....	63
Figura 19: Curva de calibração canal 2 (fase descendente).....	63
Figura 20: Curva de calibração canal 3 (fase ascendente).....	64
Figura 21: Curva de calibração canal 3 (fase descendente).....	64
Figura 22: Desvio Padrão ponto 1 – 0 (Canal 0).....	65
Figura 23: Desvio Padrão ponto 1 – 0 (Canal 1).....	65
Figura 24: Desvio Padrão ponto 1 – 0 (Canal 2).....	66
Figura 25: Desvio Padrão ponto 1 – 0 (Canal 3).....	66
Figura 26: Localização do posicionamento dos canais na plataforma.....	67
Figura 27: Acelerômetro utilizado na pesquisa.....	68
Figura 28: Calibração do acelerômetro, utilizando Osciloscópio da marca Tektronix 60 Mhz.....	69
Figura 29: Imagem real da calibração realizada na posição vertical.....	70
Figura 30: Esquema Representativo para Coleta do Coeficiente de Calibração vertical.....	70
Figura 31: Imagem da calibração do sensor de impacto e do acelerômetro conectados ao Spider 8 (Local: Laboratório de Biomecânica FEG/UNESP).....	72
Figura 32: Circuito eletrônico demonstrando a funcionalidade do sensor de impacto.....	73
Figura 33: Calibração do sensor de impacto com carga concentrada numa guia cilíndrica.....	74
Figura 34: Definição do ângulo articular do joelho da perna de apoio.....	76
Figura 35: Aceleração tibial em “g” com tempo normalizado do voluntário A para os 3 chutes.....	82
Figura 36: Aceleração tibial em “g” com tempo normalizado do voluntário B para os 2 chutes.....	82

Figura 37: Aceleração tibial em “g” com tempo normalizado do voluntário C para os 3 chutes.....	83
Figura 38: Aceleração tibial em “g” com tempo normalizado do voluntário D para os 3 chutes.....	83
Figura 39: Comportamento da Fv dos chutes do avaliado A.....	85
Figura 40: Comportamento da Fv dos chutes do avaliado B.....	85
Figura 41: Comportamento da Fv dos chutes do avaliado C.....	86
Figura 42: Comportamento da Fv dos chutes do avaliado D.....	86
Figura 43: Resultado da Média obtida do Pico da Fv dos chutes de cada voluntário.....	87
Figura 44: Dados referentes ao COP do voluntário A para 3 chutes.....	89
Figura 45: Dados referentes ao COP do voluntário B para 2 chutes.....	90
Figura 46: Dados referentes ao COP do voluntário C para 3 chutes.....	90
Figura 47: Dados referentes ao COP do voluntário D para 3 chutes.....	91

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Dados antropométricos dos voluntários (atletas do Resende Futebol Clube).....	51
Tabela 2: Erro máximo registrado nos quatro canais.....	67
Tabela 3: Dados dos ângulos de flexão do joelho em 3 momentos do voluntário A.....	77
Tabela 4: Dados dos ângulos de flexão do joelho em 3 momentos do voluntário B.....	77
Tabela 5: Dados dos ângulos de flexão do joelho em 3 momentos do voluntário C.....	77
Tabela 6: Dados dos ângulos de flexão do joelho em 3 momentos do voluntário D.....	78
Tabela 7: Resultados da velocidade da bola em m/s.....	80
Tabela 8: Máximo valor de COP normalizado com comprimento de calçado para 3 chutes realizados.....	89

LISTA DE QUADROS

Quadro 1: Áreas temáticas e exemplos da aplicação da Biomecânica no estudo do movimento humano.....	27
---	----

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

FEG	-	Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá
COP	-	Centro de Pressão Plantar
COPn	-	Centro de Pressão Plantar normalizado
CM	-	Centro de Massa
2D	-	Bidimensional
PC	-	Peso Corporal
LCA	-	Ligamento cruzado anterior
IMC	-	Índice de Massa Corporal
DP	-	Desvio Padrão
Fv	-	Força Vertical
CKT	-	Circuito Elétrico
MCP6001	-	Amplificador Operacional
LM 38	-	Amplificador Operacional
GND	-	Referência Terra
A/D	-	Analógico/Digital
CH	-	Canal
Asc.	-	Ascendente
Desc.	-	Descendente
X	-	Direção médio- lateral
Y	-	Direção ântero- posterior
Dpmax	-	Desvio padrão máximo
EmY	-	Erro máximo em Y

LISTA DE SÍMBOLOS

t₀	tempo inicial	
t_f	tempo final	
®	Marca ou produto registrado	
g	Aceleração gravitacional	m/s ²
a	Aceleração	m/s ²
m	Massa	Kg
F	Força	N
T	Torque	N.m

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

LISTA DE QUADROS

LISTA DE SIGLAS E SÍMBOLOS

1	INTRODUÇÃO	19
1.1	Considerações.....	19
1.2	OBJETIVOS	20
1.2.1	Objetivo Geral.....	20
1.2.2	Objetivos Específicos.....	20
1.3	Estrutura da Dissertação.....	21
2	REVISÃO E ATUALIZAÇÃO DA LITERATURA	22
2.1	BIOMECÂNICA	22
2.1.1	Biomecânica do Esporte.....	32
2.1.2	Biomecânica aplicada ao Futebol.....	34
2.1.3	Biomecânica do chute no Futebol.....	36
2.1.3.1	Cinemática do chute.....	41
2.1.3.2	Cinética do chute.....	45
2.1.3.3	Controle Postural durante o chute.....	47
2.1.3.4	Centro de pressão (COP) aplicado ao futebol.....	49
3	METODOLOGIA	51
3.1	AMOSTRA EXPERIMENTAL	51
3.2	BANCADA EXPERIMENTAL	51
3.2.1	Protocolo experimental.....	53
3.2.2	Procedimentos experimentais.....	54
3.2.3	Calibração dos instrumentos.....	58
3.2.3.1	Calibração da plataforma de força.....	58
3.2.3.2	Calibração do acelerômetro.....	68
3.2.3.3	Calibração Cinemática 2D.....	69
3.2.3.4	Calibração do sensor de impacto.....	71
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	75
4.1	RESULTADOS DOS ÂNGULOS (°) DO JOELHO DA PERNA DE APOIO EM DOIS MOMENTOS DISTINTOS DA ANÁLISE	75
4.2	RESULTADOS DA VELOCIDADE ALCANÇADA PELA BOLA	78
4.3	RESULTADOS DA ACELERAÇÃO TIBIAL	80
4.4	RESULTADOS DA FORÇA DE REAÇÃO VERTICAL (F_v) DO PÉ DE APOIO	84
4.5	RESULTADOS DO HISTÓRICO E VARIAÇÃO DO COP	87

4.6	ANÁLISE COMPORTAMENTAL DA Fv E ACELERAÇÃO.....	94
5	CONCLUSÃO.....	97
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	98
	ANEXO A – TERMO DE CONSENTIMENTO E LIVRE ESCLARECIDO (MODELO 1).....	106
	ANEXO B – TERMO DE CONSENTIMENTO E LIVRE ESCLARECIDO (MODELO 2).....	107

1 INTRODUÇÃO

1.1 CONSIDERAÇÕES

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

No mundo científico, não se admite trabalhar ou desenvolver projetos sem conhecer as possibilidades metodológicas e instrumentais com o pressuposto de uma adequada intervenção experimental.

Nos últimos anos o interesse pela análise da técnica do chute tem aumentado, principalmente pelos profissionais que trabalham com esporte, visando um melhor entendimento da habilidade motora, que possa gerar planos de treinamento mais eficazes, em diferentes setores; seja na aprendizagem básica ou no treinamento desportivo de alto nível.

Segundo Schenberg (1991) *apud* Amadio e Duarte (1996), com o acelerado desenvolvimento científico e tecnológico da sociedade contemporânea, encontra-se uma situação onde sempre surgem novas possibilidades e opções metodológicas de procedimentos para a elaboração e operação de dados, utilizados em biomecânica. Colabora-se assim, para o progresso, modernização, automatização, oferecendo enorme auxílio na análise e interpretação do movimento humano de maneira mais objetiva, precisa e científica.

O ensino e a pesquisa em biomecânica, ainda requerem padronizações metodológicas e incremento para formação de teorias com explicação experimental do movimento humano.

O progresso científico da metodologia de medição em biomecânica contribuiu muito para a evolução das técnicas para análise do movimento humano e também para evolução das técnicas esportivas.

A análise do controle postural durante o movimento de chute tem participação preponderante para uma técnica de chute (mais) correta e, é importante que o atleta tenha domínio do gesto motor e equilíbrio para auxiliar o membro de chute; fato constatado no período de preparação desportiva (escolas de formação) em que muitas vezes estes fatores são negligenciados pelos treinadores, ocasionando déficits posturais que serão difíceis de serem corrigidos na fase adulta.

Segundo Lees e Nolan (1998), o mais importante no futebol é o chute, que também é o mais estudado neste esporte, devido ao seu grau de importância dentro da partida.

De acordo com estudos realizados por Nunome *et al.* (1998) os quais estudaram as técnicas mais utilizadas para marcar o gol na Copa do Mundo de 1998, encontraram que o chute com o dorso do pé foi a técnica mais aplicada para cobranças de pênalti.

Aproximadamente 79% dos atletas são destros para o membro dominante e a maioria dos atletas não usam o membro não preferido durante as ações do jogo, ou quando o fazem só ocorre em situações consideradas de fácil ação (CAREY *et al.*, 2001 *apud* TEIXEIRA, 2007).

O presente estudo trata da análise do chute funcional por meio de instrumentação biomecânica, utilizando parâmetros cinemáticos; ângulo de joelho do pé de apoio, aceleração do pé de balanço, velocidades da bola e parâmetros cinéticos; como forças de contato vertical, COP (centro de pressão plantar). Espera-se com o estudo, detectar algumas falhas existentes nas categorias de base e também das equipes de alto nível; fornecendo ferramentas importantes para o aprimoramento das técnicas do Futebol de Campo, minimizando a má execução dos fundamentos durante uma partida.

1.2 OBJETIVOS

Esta pesquisa está dividida em objetivos gerais e específicos, que elucidam de maneira consistente a apresentação.

1.2.1 Objetivo geral

Desenvolver um sistema eficaz de medidas biomecânicas, aplicado à análise do desempenho do chute funcional de jogadores de futebol de Campo.

1.2.2 Objetivos específicos

Analisar comportamentos de equilíbrio dinâmico antes e durante o chute por meio de dados cinemático e cinético;

Obter dados cinemáticos, tais como, ângulo de joelho do lado de apoio, velocidade da bola no momento de perda de contato, aceleração e desaceleração do pé de balanço;

Obter dados cinéticos, tais como, forças verticais de contato do pé de apoio, variação de COP antes e durante o chute.

1.3 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

Esta pesquisa foi desenvolvida para que fossem alcançados os objetivos descritos acima. É composta por cinco capítulos, referências bibliográficas e anexos divididos da seguinte maneira:

Capítulo 1- INTRODUÇÃO

Este capítulo aborda a motivação para a elaboração do trabalho, a relação entre o tema e a influência mútua entre as áreas de saúde e engenharias, assim como o objetivo principal e os específicos do projeto. Foram investigados trabalhos já realizados para pesquisa de tal tema, bem como os métodos utilizados.

Capítulo 2- REVISÃO E ATUALIZAÇÃO DA LITERATURA

Este capítulo faz uma revisão e atualização da literatura existente na área (Revisão Bibliográfica), visando reconhecer melhor os conceitos biomecânicos básicos em relação ao movimento humano, e sua aplicação nos esportes; em especial no futebol de campo.

Capítulo 3-. METODOLOGIA

Neste capítulo são apresentados os materiais e métodos utilizados para obtenção dos dados referentes à pesquisa em questão. A seleção dos participantes, os procedimentos para medição das variáveis estudadas, as calibrações de cada instrumento utilizado.

Capítulo 4 – RESULTADOS E DISCUSSÃO

Este capítulo traz os resultados experimentais e a discussão acerca desses resultados.

Capítulo 5 – CONCLUSÃO

Neste capítulo encontram-se os comentários finais e conclusão desta pesquisa.

2 REVISÃO E ATUALIZAÇÃO DA LITERATURA

Nesta revisão de literatura, serão descritos estudos/temas abordando os seguintes tópicos: Biomecânica, introdução, conceito e áreas de atuação de forma geral e especificamente no esporte, com ênfase no futebol; o estudo do COP e sua aplicação no futebol; estudo cinemático e cinético do movimento humano;

O foco da pesquisa concentrou-se na área da saúde com ênfase nos esportes e da engenharia com ênfase na instrumentação. Buscou-se como objetivo central enquanto pesquisa, aliar a área da saúde com embasamento quantitativo, obtendo respostas numéricas para padrões e resultados encontrados na prática do chute do Futebol.

Para a estruturação teórica, foram pesquisados periódicos, com publicações nacionais e internacionais de artigos específicos sobre a biomecânica aplicada ao futebol, com ênfase na análise do chute.

As bases de dados Google Scholar, Portal Capes, EBSCO Host, Pub Méd e Lilacs foram consultadas, abrangendo o período de 2000 até 2010, utilizando-se as palavras-chave: biomecânica, futebol, chute com o dorso do pé e centro de pressão. Outra importante fonte de pesquisa foram as teses e dissertações obtidas de bibliotecas das seguintes instituições: USP, UNESP, e Unicamp; no período de 2001 até 2010.

2.1 BIOMECÂNICA

A Biomecânica é considerada um ramo da engenharia biomédica, sendo um campo interdisciplinar no qual os princípios e métodos da engenharia das ciências básicas e da tecnologia são aplicados para projetar, testar e fabricar equipamentos para uso em medicina, a fim de entender, definir e resolver problemas em fisiologia e biologia. (NORDIN e FRANKEL, 2003).

De acordo com Hatze (1974) a biomecânica foi definida como o estudo do movimento das coisas vivas usando a ciência da mecânica. Mecânica é um campo da Física que é responsável pela descrição do movimento e pelas forças que criam o movimento.

A Biomecânica enquadra-se no grupo estrito das ciências da motricidade, mas não podemos perder de vista a característica, determinante, de que é igualmente um meio apto a fornecer poderosos instrumentos de observação e análise quando as respectivas metodologias

são adaptadas a realidades bem referenciadas pelo respectivo enquadramento social e de interface com outros conhecimentos científicos; tendo como exemplo: o desporto, a indústria e a saúde. Em muitas situações, o conhecimento biomecânico é um importante meio complementar de diagnóstico.

A pesquisa em biomecânica proporciona a melhoria do conhecimento sobre uma estrutura muito complexa, que é o corpo humano. A biomecânica leva em consideração cada área que compõe sua formação, sendo considerada uma ciência multidisciplinar.

Não estuda como se controla, mas qual o resultado do que foi controlado e quais as respectivas causas e consequências de movimento e força que são processados no corpo e no exterior. Mesmo quando se dedica ao estudo dos fatores mecânicos do sistema locomotor enquanto controlado, não trata dos processos de controle, mas dos resultados desses processos de controle, portanto, dos elementos mecânicos e biomecânicos controlados.

A biomecânica envolve os princípios e métodos da mecânica e aplica-os à estrutura e às funções do corpo humano. O movimento do corpo humano é estudado com o uso de métodos científicos próprios, admitindo avanços científicos, como: novos procedimentos e técnicas de investigação que combinam várias disciplinas científicas para esta análise (LIPPERT 2003; citado por GOMES, 2007).

É o estudo dos movimentos e das forças que são consequência das relações mecânicas estabelecidas e controladas pelo executante, quer com o seu próprio corpo, quer dessas relações mecânicas com o meio físico exterior.

Atualmente diversos estudiosos, de diferentes áreas, tais como: cinesiologia, engenharia, física, entre outras estão interessados em estudar a biomecânica. As aplicações da biomecânica do movimento humano podem ser classificadas em duas grandes áreas: o aperfeiçoamento da performance e a redução do tratamento de lesões.

De acordo com Hall (1993), os biomecânicos utilizam os conceitos da mecânica, que é o ramo da física que envolve a análise dos movimentos, ações e reações das forças, para estudar os aspectos anatômicos e funcionais dos organismos vivos que conjuntamente com a Estática e Dinâmica completam o campo da mecânica.

Estática é o exame dos sistemas que não estão se movendo ou que estão se movendo em velocidade muito baixa e a dinâmica estuda o corpo em movimento com velocidade constante ou variada. Dinâmica é a área da mecânica usada para avaliar o estudo dos sistemas nos quais existe aceleração, com variação da velocidade (HAMILL, 1999).

Segundo Özkaya e Nordin (1998), os conceitos fundamentais em dinâmica são espaço (posição relativa ou deslocamento), tempo, massa, e força. Outro importante conceito inclui velocidade, aceleração, torque, momento, trabalho, energia, força e impulso.

A biomecânica é classificada em: interna e externa, sendo a primeira responsável em determinar as forças transmitidas pelas estruturas internas do corpo humano e a segunda responsável em determinar modelos de gestos desportivos ou de movimentos padrões cotidianos, a fim de diagnosticar e corrigir os erros encontrados (AMADIO e SERRÃO, 2007).

A análise em biomecânica pode ser realizada sob dois âmbitos, atuando conjuntamente, dividindo-se em:

1ª) Análise quantitativa: envolve as variáveis medidas em biomecânica e requer, geralmente, os recursos da informática (softwares específicos) para realizar o grande volume de cálculos pertinentes a cada situação. Os dados são coletados, divididos em escalas numéricas e processados.

2ª) Análise qualitativa: é definida como a observação sistemática e o julgamento introspectivo da qualidade do movimento executado com o propósito de proporcionar a intervenção positiva na busca pela melhoria da performance humana.

A análise em ambos contextos significa identificar os fatores que afetam a performance do movimento humano, que posteriormente é interpretada usando a avaliação/ síntese em aplicar as informações para o movimento de interesse.

Outro aspecto importante em estudos biomecânicos é o desenvolvimento de uma ampla base de dados relativa a informações acerca do movimento humano. A possibilidade de intensificar as interpretações estatísticas de modelos biomecânicos depende, em primeiro lugar, da expansão dos parâmetros e variáveis do movimento nesta ampla base de dados, que devemos buscar através de estudos experimentais e demais registros sobre informações de testes em biomecânica.

De acordo com Amadio e Duarte (1996), o corpo humano pode ser definido fisicamente como um complexo sistema de segmentos articulados em equilíbrio estático ou dinâmico, onde o movimento é causado por forças internas atuando fora do eixo articular, provocando deslocamentos angulares dos segmentos, e por forças externas ao corpo.

A Biomecânica é sub-dividida em duas áreas básicas: a Cinemática e a Cinética. A cinemática descreve os aspectos do movimento, ou seja, como ele ocorre; e a cinética estuda os fatores que causam o movimento.

Cinemática é um ramo da dinâmica que trata da geometria e dos aspectos dependentes

do movimento sem considerar as forças que causam o movimento.

De acordo com Winter (1990), variáveis cinemáticas são envolvidas na descrição do movimento, incluindo deslocamentos lineares e angulares, velocidades e acelerações.

Cinética está baseada na cinemática, e inclui os efeitos das forças e massas na análise. Segundo Winter (1990), as forças internas e externas são incluídas nas análises das forças pela cinética; através da cinética é possível obter dados referentes aos mecanismos do movimento, além disso, permite que as informações presentes nas análises sejam realizadas através de taxas e medidas.

O estudo da biomecânica humana pode incluir questões destinadas a esclarecer se a intensidade da força oriundos da ativação muscular é coerente com a finalidade pretendida do movimento. Fatores antropométricos, incluindo formato, tamanho e peso dos segmentos corporais, são outras considerações importantes em uma análise cinética (HALL, 1993).

A maioria dos estudos em biomecânica são baseados em modelos de corpo rígido do sistema esquelético. Mecânica dos corpos é dividida em estática e dinâmica.

Através da biomecânica e de suas áreas de conhecimento correlatas, pode-se analisar as causas e os fenômenos do movimento. Para que se possa entender melhor a complexidade do movimento humano e explicar suas causas, é necessário que outros aspectos da análise multidisciplinar sejam também considerados.

De acordo com Amadio e Barbanti (2000), para investigação de um movimento, é necessário, por sua complexidade estrutural, a aplicação simultânea de métodos de mensuração nas diversas áreas do conhecimento da ciência. A este procedimento, estes mesmos autores denominam de “complexa investigação” do movimento. Este procedimento deve envolver todos os métodos de pesquisa em biomecânica, determinados pelas variáveis a serem observadas na análise do movimento, como, por exemplo, a combinação simultânea e sincronizada de procedimentos cinemáticos e dinâmicos tão comuns e necessários para a interpretação do movimento.

A Biomecânica, mesmo quando se dedica ao estudo dos fatores mecânicos do sistema locomotor enquanto controlado, não trata dos processos de controle, mas dos resultados desses processos de controle, portanto, dos elementos mecânicos e biomecânicos controlados.

É o estudo dos movimentos e das forças que são consequência das relações mecânicas estabelecidas e controladas pelo executante, quer com seu próprio, quer dessas relações mecânicas com o meio físico exterior (NORDIN e FRANKEL, 2003).

O principal objetivo da biomecânica é realizar a previsão cinemática e dinâmica.

Para o executante, o objetivo é a referência de orientação que regula o conjunto de forças internas e externas. A previsão cinemática e dinâmica é objetivada: a) numa área do corpo; b) no trajeto que essa área (zona) do corpo deve realizar; c) nas características vetoriais que a velocidade dessa área do corpo tem no final da trajetória.

Segundo Amadio (1999) é tarefa da biomecânica a caracterização e otimização das técnicas de movimento através de conhecimentos científicos que delimitam a área de atuação da ciência, que tem no movimento humano seu objeto central de estudo.

O relacionamento entre os parâmetros estudados do movimento faz-se presente, na prática através da verdadeira interdependência entre os parâmetros qualitativo e quantitativo, dada a natureza da tarefa de movimento a ser realizada.

Para sua formação a biomecânica recorre a um complexo de disciplinas científicas, e particularmente no caso da biomecânica esportiva pode-se observar uma estreita relação entre as necessidades e exigências específicas do rendimento esportivo.

Utilizando métodos biomecânicos, observa-se que o movimento pode também ser descrito e modelado matematicamente, permitindo maior compreensão dos mecanismos internos reguladores e executores de movimentos do corpo humano (AMADIO e SERRÃO, 2007).

A atuação da Biomecânica faz-se pela identificação de problemas e intervenções no sistema anatômico, fisiológico ou neurológico, sugerindo contribuições. A análise biomecânica caracteriza-se pelo uso de técnicas e medidas comuns, aplicadas em diversas situações. As medidas e a descrição são baseadas no registro de coordenadas do corpo humano.

As técnicas da biomecânica permitem a análise e o tratamento matemático aplicado aos dados obtidos para a avaliação indireta de forças no aparelho músculo- esquelético.

É importante destacar que as aplicações da biomecânica vão muito além daqueles relacionados ao Esporte, de acordo com o que evidencia o quadro a seguir.

Quadro 1: Áreas temáticas e exemplos da aplicação da Biomecânica no estudo do movimento humano

ÁREA TEMÁTICA	EXEMPLOS DE APLICAÇÃO
Esporte de alto nível de rendimento	Sistematização e otimização do rendimento esportivo; diagnose da técnica do movimento e condição física; redução de sobrecargas excessivas ao aparelho locomotor; identificação do regime de treinamento ótimo; análise da relação estímulo-resposta em processos de adaptação ao exercício, etc.
Esporte escolar e atividades de recreação	Estudo da eficiência de processos de aprendizagem de sistemas e equipamentos com feedback pedagógico; etc.
Prevenção e reabilitação orientados à saúde	Desenvolvimento de métodos, procedimentos e técnicas aplicados à terapia; descrição de padrões patológicos e dependências clínicas; adequação e desenvolvimento de equipamentos; etc.
Atividades do cotidiano e do trabalho	Estudo da postura e da locomoção humana; classificação e sistematização de grupos de movimentos em dependência de estações de trabalho; análise da interface homem e meio ambiente, eficiência, saúde e segurança nas tarefas do cotidiano; etc.

Fonte: AMADIO, 1999

Outro aspecto muito importante em estudos biomecânicos é o desenvolvimento de uma ampla base de dados relativa à informações acerca do movimento humano. A possibilidade de intensificar as interpretações estatísticas de modelos biomecânicos depende, em primeiro lugar, da expansão dos parâmetros e variáveis do movimento, que deve ser buscada através de

estudos experimentais e demais registros sobre informações de testes em biomecânica (AMADIO, 1999).

A solução dos problemas em biomecânica requer, com frequência, o uso de recursos computacionais e o conhecimento de rotinas e linguagens por parte dos profissionais da área da saúde; assim como o conhecimento da anatomia e fisiologia por parte dos profissionais da área de exatas, representando uma multidisciplinaridade que gera excelentes resultados em biomecânica; e em outras áreas da saúde.

O profissional de educação física tem no estudo do movimento o seu principal objetivo. Buscam entender as habilidades dos esportes e os movimentos do cotidiano. A partir de uma análise, pode-se definir um padrão cinemático do movimento, ou seja, encontrar um modelo para uma habilidade motora ou movimento. Com isso, poderão ocorrer intervenções na prática, corrigindo o movimento, visando à melhora na execução. Para que ocorra uma definição de um padrão cinemático de movimento, este necessita ser analisado meticulosamente, e a ciência que vem permitindo grandes avanços quanto a este tipo de análise é a Biomecânica (CARR, 1998).

Todo estudo biomecânico depende da determinação de grandezas mecânicas, que podem ser interpretadas como propriedades do corpo humano em análise comportamental, ou mesmo entendidas no processo de desenvolvimento como sendo passível a mudanças. Medir uma grandeza física significa estabelecer uma relação entre esta e uma grandeza – unidade de mesma natureza. Padronizar procedimentos de medida em biomecânica torna-se uma tarefa difícil, pois o processo de coleta, armazenamento e digitação de dados depende muito dos avanços tecnológicos e das mudanças que ocorrem, o que impede de traçar técnicas definitivas. Essas mudanças ocorrem tanto no sentido da pesquisa básica do desenvolvimento de equipamentos e materiais quanto nas aplicações da biomecânica (WOLTRING, 1995 *apud* AMADIO e SERRÃO, 2007).

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 e DUARTE, 1996).

De acordo com Amadio (1999), as técnicas de medição de grandezas físicas aplicadas ao corpo humano, são essenciais para o estudo tanto na biomecânica externa quanto na interna. Medir uma grandeza física significa estabelecer uma relação entre esta e uma grandeza-unidade de mesma natureza.

Os métodos utilizados para abordar as diversas formas de movimento são: cinemetria, dinamometria, antropometria e eletromiografia (WINTER, 1990), também como suporte para estes, ocorre a aplicação dos conhecimentos da microeletrônica e informática.

Utilizando esses métodos, o movimento esportivo pode ser descrito e modelado matematicamente, permitindo maior compreensão sobre os mecanismos internos, reguladores e executores do movimento.

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

A dinamometria engloba todos os tipos de medidas de força e pressão. As forças mensuráveis são as forças externas, transmitidas entre o corpo e o ambiente. Destaque maior para as forças de reação do solo transmitidas na fase de apoio, em atividades estáticas ou dinâmicas. O instrumento básico é a plataforma de força, que mede a força de reação do solo e o ponto de aplicação desta força.

A antropometria se preocupa em determinar as características e propriedades do aparelho locomotor como as dimensões das formas geométricas de segmentos, distribuição de massa, braços de alavanca, posições articulares, etc. Define-se, um modelo antropométrico, que contém os parâmetros necessários para a construção de um modelo biomecânico da estrutura analisada. Pode-se calcular as variáveis cinéticas, tais como: momento de Inércia de segmentos corporais e o centro de rotação articular, origem e inserção muscular, comprimento e área de secção transversa muscular, além de braços de alavanca muscular.

A eletromiografia se caracteriza pelo registro das atividades elétricas associadas às contrações musculares. Diferentemente dos métodos acima mencionados que determinam propriedades mecânicas, a eletromiografia indica o estímulo neural para o sistema muscular. Através da eletromiografia, determina-se de maneira direta a atividade muscular voluntária através do potencial de ação muscular.

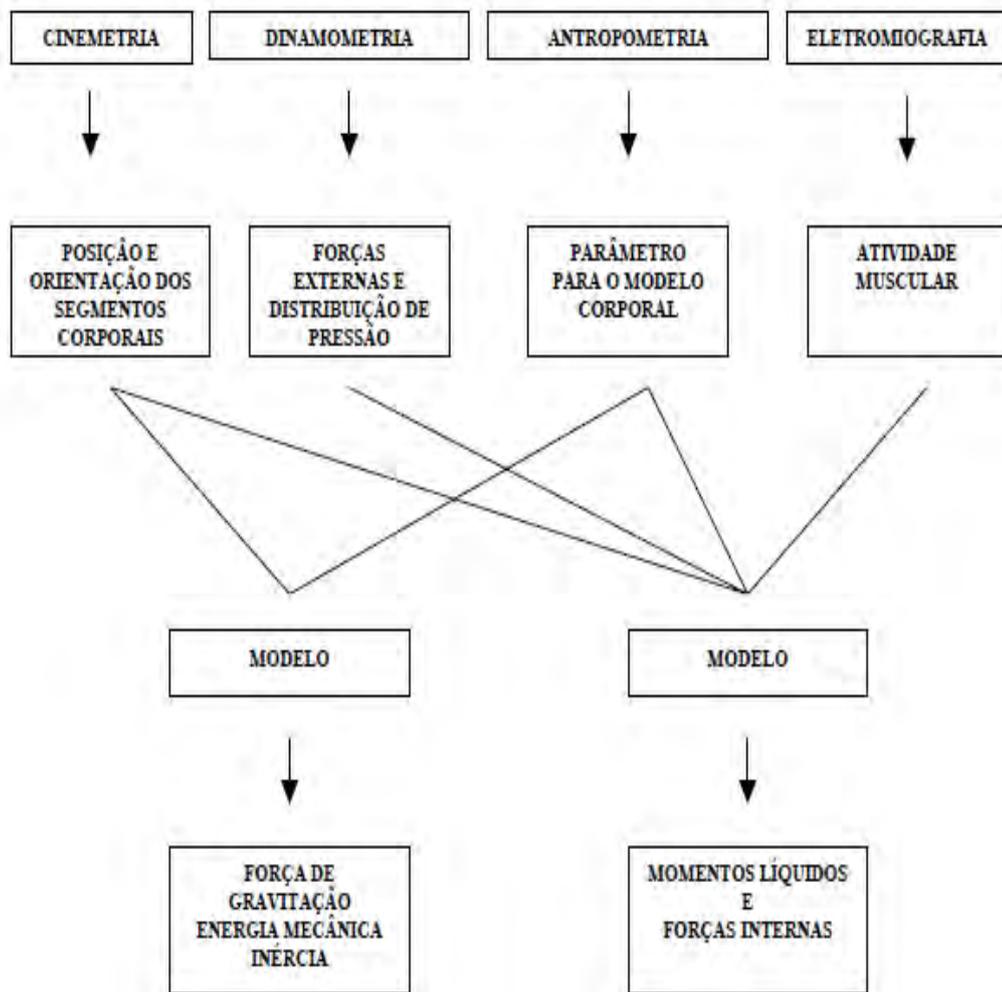


Figura 1: Áreas para complexa análise biomecânica do movimento humano.
 Fonte: BAUMANN, 1995 apud AMADIO e DUARTE, 1996.

Segundo Amadio e Duarte (1996), a cinemática é um método que consiste num conjunto de técnicas que busca medir os parâmetros cinemáticos do movimento, isto é, a partir da aquisição de imagens durante a execução do movimento, realiza-se o cálculo das variáveis dependentes dos dados observados nas imagens como: posição, orientação, velocidade e aceleração do corpo ou de seus segmentos.

Desta forma, a cinemática está interessada na descrição de como um corpo se movimenta, não se preocupando com as causas desses movimentos. É composta por procedimentos de natureza basicamente óptica, nas quais as medidas são realizadas através de indicadores indiretos obtidos através de imagens.

A captura do movimento é um conceito utilizado em biomecânica para descrever sistemas cuja finalidade é registrar o movimento de um corpo através de algum dispositivo e a

partir destes dados registrados, calcular as variáveis cinemáticas do movimento. Estes sistemas são algumas vezes conhecidos como sistemas de medição do movimento, reconstrução do movimento ou estimação do movimento.

Neste sentido; câmeras de vídeo, sensores eletromagnéticos, dispositivos eletromagnéticos e outros têm sido amplamente utilizados para registrar o movimento e reconstruir graficamente sua trajetória no espaço bidimensional ou tridimensional (PINHEIRO, 2008).

Inicialmente, pode-se considerá-la como um método que permite análises qualitativas a partir da observação das imagens obtidas através da fotografia, filme ou película. Porém, a partir da mensuração do deslocamento de segmentos representados pelos pontos selecionados no corpo humano, e do tempo, por meio da frequência de aquisição, pode-se derivar grandezas cinemáticas como: velocidade e aceleração linear ou angular e pode-se montar uma análise biomecânica quantitativa dos movimentos humanos. (AMADIO e DUARTE, 1996).

O processo de captura consiste, de uma forma geral, na fixação de sensores em pontos anatômicos de interesse no corpo. Geralmente são colocados nas articulações de modo a representar o movimento humano estrategicamente (YOON *et al.* *apud* PINHEIRO, 2008).

Metodologicamente no desenvolvimento de um processo de medição invariavelmente incorrem erros, que necessitam serem controlados. De acordo com Amadio e Serrão (2007), os erros são classificados segundo sua natureza em: erro estático (de leitura, sensibilidade, reprodutibilidade, etc) e erro dinâmico (considerando-se a relação entre frequência própria do movimento e frequência de registro). Outro fator de erro é observado em função do sistema de medição que nem sempre acompanham a rápida modificação das grandezas a serem medidas.

Para facilitar o estudo do método de captura do movimento utilizando sensores fixados à pele, dois métodos são mais aplicados para monitoramento tridimensional.

1º) Sistemas magnéticos: Caracteriza-se pela velocidade de processamento na estimativa do movimento. Neste tipo de método, emprega-se um conjunto de sensores que são posicionados nas articulações do indivíduo. Tais sensores medem a posição e orientação das articulações em relação a uma antena transmissora, que emite um sinal de pulso.

Os sistemas magnéticos são mais acessíveis em termos de custo. Sua tecnologia é menos sofisticada que a utilizada nos sistemas ópticos. A maior desvantagem deste método é a interferência causada por objetos metálicos próximos ao local de captura. Sua exatidão é também fortemente influenciada pela distância entre a antena e os sensores (RICHARDS, 1999).

2º) Sistemas óptico-eletrônicos: Neste tipo de sistema são fixadas as principais articulações do indivíduo, marcadores que se destacam na cena através de seu contraste de cor. Câmeras de vídeo são empregadas como dispositivos óptico-eletrônicos utilizados para registrar o movimento dos marcadores. Estas câmeras são posicionadas estrategicamente no espaço para permitir o rastreamento desses marcadores durante o movimento (RICHARDS, 1999).

Os sistemas ópticos têm custo elevado devido à alta tecnologia utilizada no processo. Sua vantagem é a liberdade de movimentação ao avaliado durante a execução do movimento. Este método também contribui para que não exista um limite para o número de marcadores posicionados no avaliado, o que permite alcançar um maior nível de detalhe na representação dos movimentos.

Winter (1995), destaca os seguintes critérios de avaliação dentro dos processos de medição em biomecânica: medida livre de efeito retroativo e precisão de medida. Na biomecânica a medição direta dos parâmetros de movimentos descritos e analisados, torna-se limitada em algumas situações.

2.1.1 Biomecânica do Esporte

É um setor especializado da Biomecânica e esta é uma disciplina que dentre as ciências derivadas das ciências naturais, se ocupa das análises físicas de sistemas biológicos e, conseqüentemente, análises físicas do movimento do corpo humano. Os fenômenos são estudados através de leis e padrões mecânicos em função das características do sistema biológico humano, incluindo conhecimentos anatômicos e fisiológicos (WINTER, 1990).

Segundo Carr (1998), a biomecânica do esporte é o estudo das técnicas desportivas procurando a maximização de sua eficiência e, redução dos riscos de lesão.

A biomecânica do esporte permite, entre outras coisas; examinar e avaliar as técnicas utilizadas para monitoramento de movimentos esportivos ou de atividades do cotidiano, identificar os parâmetros mecânicos de rendimento corporal motor, identificar os elementos mecânicos presentes em lesões adquiridas na prática motora, e avaliar equipamentos e peças de vestuário esportivo. O alto rendimento esportivo é obtido pela união de vários fatores intervenientes da performance. Um dos grandes desafios dos profissionais da área desportiva é observar o desempenho de seu atleta e decidir a técnica precisa de correção.

Para isso, é preciso uma abordagem bem planejada, observando cada variável que compõem o desporto analisado; como a velocidade, o tempo de chegada, a aproximação, o

domínio, além da dinâmica do movimento durante uma partida, em que o fundamento chute é muito utilizado, analisando cada variável separadamente e através disso, incrementar o estado de preparação do atleta.

Na área de análise do movimento esportivo, o comportamento da sobrecarga articular e os efeitos dos mecanismos motores no processo de aprendizagem são exemplos de áreas do conhecimento, que se relacionam com a diagnose do esporte.

De acordo com BARROS (2007), um dos grandes problemas da biomecânica do esporte é a natureza mecanicamente redundante do sistema músculo- esquelético do corpo humano, havendo músculos que podem desempenhar funções sinérgicas (auxiliar); desde que há mais músculos presentes do que são requeridos para produzir qualquer situação de equilíbrio estático ou dinâmico, as equações clássicas de análise cinética não permitem uma solução única das forças musculares cruzando as diferentes articulações do corpo humano.

O estudo dos músculos e articulações mais importantes para o jogador de futebol facilita o trabalho do preparador físico, pois ele consegue concentrar sua atuação em tais estruturas, e para que possa realizar um treinamento preventivo contra lesões e potencializador do movimento específico.

Durante a elaboração de um treinamento, a escolha dos exercícios não pode ser ao acaso, pois os aspectos cinesiológicos buscados deverão ser levados em consideração.

Carr (1998) estabelece seis objetivos da biomecânica do esporte, que são:

- a) Aumentar a eficiência técnica dos sujeitos;
- b) Estudar e comparar o desempenho motor padrão (modelo) com os grupos que estão sendo trabalhados;
- c) Analisar as técnicas ligadas à Mecânica;
- d) Utilização de simulações computadorizadas;
- e) Melhoria dos equipamentos e materiais;
- f) Tentativa de diminuição de lesões crônicas ou agudas, decorrentes da atividade física.

Segundo Carr (1998) seis passos são úteis para análise de uma habilidade esportiva.

1º PASSO = Determinar os objetivos da habilidade. As regras desportivas e as condições existentes quando uma habilidade esportiva é executada, determinar os objetivos da habilidade. Estar consciente desses objetivos é de suma importância, pois eles determinam a técnica e a mecânica que seu atleta precisará para executar a habilidade com sucesso.

2º PASSO = Observar as características especiais da habilidade.

As maneiras e as condições estão inter-relacionadas e ambas influenciam os métodos que o técnico usará. Estes dois tipos podem ser chamados de: habilidade não-repetitiva e repetitiva.

3º PASSO = Estudar desempenhos excelentes da atividade.

Quando o técnico observa atletas de elite executando uma habilidade, ele tem um quadro da velocidade, ritmo, potência, posições corporais.

4º PASSO = Dividir a habilidade em fases. Este processo é importante porque torna o trabalho mais fácil, quando o objetivo é procurar por erros no desempenho do atleta.

Esta análise pode ser segmentada nas seguintes fases:

- a) movimento preparatório e concentração;
- b) balanceio (elevação);
- c) movimentos produtores de força;
- d) continuidade (ou recuperação)

5º PASSO = Dividir cada fase em elementos-chave. São movimentos distintos que se unem para compor uma fase. É importante lembrar que há mais de um elemento-chave em cada habilidade.

6º PASSO = Entender as razões mecânicas de cada elemento-chave.

Um atleta pode movimentar-se de três formas diferentes. Seu movimento pode ser linear, angular ou uma combinação dos movimentos linear e angular, chamada de “movimento geral”.

Citando Carr (1998), nos esportes, geralmente, os movimentos angulares, possuem papel dominante nas modalidades.

2.1.2 Biomecânica aplicada ao Futebol

Na área da Educação física, a biomecânica tem contribuído significativamente para uma melhor compreensão da técnica do chute desenvolvida na prática do futebol, principalmente através dos recursos metodológicos da cinemática, que buscam descrever o comportamento motor dos diversos segmentos corporais.

De acordo com Garganta (2002), a literatura sobre a biomecânica do futebol dedica-se predominantemente à discussão de três aspectos: a influência dos equipamentos usados em treinos e competições (calçados, bolas, caneleiras, pisos), a análise da eficiência mecânica das

habilidades motoras específicas, bem como os fatores subjacentes à sua execução e o estudo da sobrecarga mecânica como estratégia para o entendimento do surgimento das lesões, sem prevenção e tratamento.

Segundo Viana e Rigueira (1981), as diversas atitudes tomadas pelo corpo humano, durante uma partida de futebol, proporcionam inúmeros movimentos, fazendo trabalhar quase todos os músculos e articulações.

Para suportar todas estas situações, muitas vezes complexas, os músculos e articulações precisam estar aptos para a manutenção da estabilidade do movimento, mesmo que a sobrecarga mecânica no movimento faça com que ocorra um desequilíbrio momentâneo.

O chute é uma sucessão de movimentos complexos, resultando da harmonia articular do tronco e membros inferiores. As diferentes fases do chute requisitam variados movimentos, principalmente dos membros inferiores, que favorecem a precisão e potência deste fundamento (MOREIRA *et al*, 2004).

Existem vários tipos de chutes realizados conforme as diversas situações de um jogo de futebol. Nas situações de bola parada, com cobrança de pênalti ou falta por exemplo, os chutes podem ser classificados de acordo com a região do pé que golpeia a bola, com a força empregada no ato e com a altura com que a bola é chutada (CUNHA *et al*, 2001).

A abordagem cinesiológica na execução de um chute é fundamental para que a equipe multidisciplinar se posicione diante dos problemas apresentados; seja na execução motora ou em alguma implicação clínica (MOREIRA *et al*, 2004).

De acordo com Teixeira (2005), a análise dos dados do chute no futebol, facilita a identificação de padrões desse movimento e pode indicar o nível de habilidade do atleta, comparando diferentes padrões de movimento em diferentes faixas etárias e em diferentes tipos de chutes.

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, 1999).

Na área de Educação Física, a biomecânica tem contribuído significativamente para uma melhor compreensão da técnica do chute desenvolvida na prática do futebol, principalmente através dos recursos metodológicos de Cinemática, que busca descrever o comportamento motor dos diversos segmentos corporais.

Citando Ximenes (2002), o estudo do padrão cinemático do chute tem sido bastante explorado no intuito de esclarecer alguns questionamentos a respeito da técnica desportiva.

Com isso, favorece informações científicas para que os profissionais que atuam possam melhorar seus treinamentos através de correções dos movimentos que antes não poderiam ser detectados visualmente, conseqüentemente será obtida uma melhor performance.

O chute no futebol é caracterizado basicamente por dois tipos de posicionamento do pé (dominante = chute) em relação à bola. O primeiro é o chute com a parte medial do pé e o segundo utilizando o dorso do pé, sendo este mais estudado na biomecânica, devido a sua aplicabilidade e eficiência maiores.

Lees e Nolan (1998), defenderam que o chute é a habilidade mais estudada no futebol; e que embora existam muitos tipos de chute, o mais estudado é o chute com velocidade máxima, desferido com o dorso do pé, estando a bola parada.

Outras habilidades também recebem a devida atenção da comunidade científica, tais como: cabeceio, passe e o chute com a parte medial do pé.

O sucesso em marcar gols depende de alguns fatores, muitos sendo de natureza biomecânica. As técnicas biomecânicas podem ser usadas para definir as características (habilidades), para aumentar o entendimento dos mecanismos efetivos de sua execução e identificar os fatores responsáveis pela performance de sucesso (LEES e NOLAN, 1998)

A capacidade técnica do futebol varia de indivíduo para indivíduo, sendo uma habilidade que diferencia jogadores que se fazem notar pela potência do chute e por outros fundamentos aplicados durante uma partida, de maneira precisa e eficaz.

2.1.3 Biomecânica do chute no futebol

O chute é o fundamento do futebol onde o atleta visa, através da sua utilização, atingir a meta adversária, com o intuito de fazer o gol.

Esse fundamento pode ser realizado utilizando-se várias partes do pé para realizar o contato com a bola.

Lees e Nolan (1998), detectaram que o chute é a habilidade mais estudada no futebol, sendo que existem muitos tipos de chute, porém o que recebe maior atenção da comunidade científica é o chute com o dorso do pé realizado com velocidade máxima, estando a bola parada.

O conhecimento teórico do chute é um fator importante para o jogador, pois o habilita a diminuir as possibilidades de erros. Deve ser desenvolvido ao máximo sob condições difíceis e com qualquer parte do pé. A execução técnica do chute é aparentemente fácil, porém na prática pode tornar-se difícil devido a condições externas que nem sempre são controláveis.

O jogador define o método do chute de acordo com seu propósito imediato, mas às vezes, as circunstâncias da partida é que determinam o tipo e a força empregada para atingir o objetivo determinado no instante.

É importante respeitar o estilo do jogador mostrando-lhe as possibilidades de melhoria do movimento.

Embora a literatura apresentada em sua maior parte defina como chute de potência aquele executado com o dorso do pé, e chute colocado ou com precisão aquele executado com a parte interna do pé; existem diferentes maneiras de executar um chute com o dorso do pé, sendo uma delas a trabalhada nesta pesquisa, que é a de executar o chute visando um alvo, numa simulação de batida de falta sem barreira ou pênalti, aonde é possível trabalhar o chute colocado ou preciso juntamente com a potência ou ganho maior em velocidade visando dificultar as ações de defesa do goleiro adversário.

Segundo Barfield (1998), o chute continuará sendo um tópico que necessitará muita discussão e pesquisas no campo da biomecânica porque continuará a ter um grande número de situações não totalmente solucionadas. A primeira, é a influência das forças no pé de apoio no jogador relacionada à velocidade da bola; a segunda é a divisão mais definitiva das forças e momentos do quadril e joelho; a terceira é a relativa contribuição de cada ação do chute no futebol; e a quarta é o desenvolvimento de mecanismos próprios para proteção contra possíveis lesões decorrentes do jogo.

Kellis *et al.* (2007) apontaram que existem muitos dados divergentes num estudo da biomecânica do chute e que, devido à dinâmica deste movimento, o método de filmagem, a análise e filtragem de dados podem afetar consideravelmente os resultados obtidos.

Vários mecanismos operando durante o movimento de chute no futebol podem afetar a performance. Segundo Lees e Nolan (1998), existem três que são os seguintes: uso dos segmentos interagindo para auxiliar o ponto máximo (pico) da velocidade do sistema; a performance do sistema de segmento duplo pode ser obtida pela ação do segmento proximal (coxa), que é causada pela inversão deste movimento antes do segmento duplo ter alcançado a completa extensão. Isto serve para aumentar a velocidade angular do segundo segmento; e opera com o objetivo de aumentar a velocidade rotacional do segmento distal e auxiliar este movimento com maior liberdade articular.

Bober *et al. apud* Lees e Nolan (1998) mostraram que numa ação simulada de movimento, a velocidade pode ser aumentada para mais de 21% quando usada a técnica de stretch – shortening ou contração balística (dinâmica). Notou-se que no movimento realizado por jogadores experientes a coxa é levada para frente enquanto o joelho ainda é flexionado;

Segundo Adrian e Cooper (1981) *apud* Magalhães Jr (2003), o chute é uma variação da corrida e uma modificação do padrão de andar, o diferindo dos outros padrões pela força que é aplicado com o membro de balanço anterior ao contato. Os pesquisadores defendem que os pontos críticos do chute com o dorso do pé são: o posicionamento do membro de suporte, o balanço do membro de chute e o posicionamento do corpo para o contato com a bola.

De acordo com Melo (2001), o chute é a maneira de golpear a bola, visando ao gol ou a desviar a mesma, estando ela parada ou em movimento. Durante o chute, observa-se quatro fases fundamentais: equilíbrio do corpo, a posição do pé de apoio, a posição do pé de toque, e a força que se imprime à bola.

A eficácia do chute é um importante componente de cobranças bem sucedidas de pênalti, que podem ser influenciadas pelo ângulo de aproximação. A proposta do estudo de Scurr e Hall (2009) foi examinar os efeitos do ângulo de aproximação e uma análise cinemática 3D (tridimensional) de pênalti (chutes com a bola parada). Os resultados encontrados neste estudo definiram que não foi significativa a diferença nos tipos de chute ($p= 0,27$) ou na velocidade da bola ($p= 0,59$) entre os ângulos de aproximação de 30°, 45° e 60°, sendo que a direção do chute foi demarcada em 0°. Este estudo foi aplicado em homens (26 ± 3 anos) praticantes de futebol amador.

Finnof *et al.* (2002) *apud* Scurr e Hall (2009) defenderam que o chute eficaz, popularmente conhecido como “chute colocado” é um importante componente da performance do futebol e pode ser definido como a habilidade de chutar a bola de uma determinada área.

Num estudo qualitativo, Phillips (1985) *apud* Lees e Nolan (1998), investigaram a consistência do chute em atletas amadores e profissionais. Ambos os níveis de jogadores foram capazes de repetir o movimento com pequenas variações biomecânicas, embora o chute tenha sido mais consistente em atletas de elite.

Roberts e Metcalfe (1968) *apud* Barbieri (2007), realizaram uma filmagem do chute em 3D e sugeriram que os fatores que governam a velocidade de balanço são a rotação do quadril no início do chute, a flexão do quadril e extensão do joelho anterior ao impacto.

Elliot *et al.* (1980) *apud* Valeta (1998), realizaram uma pesquisa na qual através da análise cinematográfica dos chutes de 51 meninos de dois a doze anos e compararam com chutes de jogadores de alto nível. Anterior aos chutes os participantes foram marcados nas articulações, sendo a melhor execução aproveitada para o trabalho. Os dados obtidos foram para distância de corrida de aproximação, o ângulo de aproximação para o chute, o movimento dos braços em relação aos membros inferiores e a posição do membro de suporte

e dos braços durante o impacto do pé com a bola. A partir de 51 chutes estudados, os autores fizeram uma divisão de cinco grupos de crianças, por nível de habilidade. Estes grupos foram separados segundo a análise feita dos chutes apresentados pelas crianças comparados com os chutes dos participantes experientes. Diante dos resultados concluíram que a idade cronológica não é um bom referencial para análise do nível de habilidade de chute.

Asami e Nolte (1983) realizaram uma pesquisa com 4 jogadores profissionais que chutaram uma bola parada a 10 metros do gol empregando força máxima. Analisaram quantitativamente os efeitos da velocidade do pé e da rigidez do pé sobre a velocidade da bola, utilizando uma plataforma de força no chão e um sistema de análise de vídeo para dados cinemáticos dos segmentos coxa, perna e pé. Após a análise, não foi encontrada correlação entre os dados analisados.

Isokawa e Lees (1988) realizaram uma análise biomecânica do movimento do chute com o dorso do pé no futebol; sendo que neste estudo determinaram a relação entre os dados cinemáticos (velocidade do pé, tornozelo, joelho e quadril) e também a velocidade da bola em diferentes ângulos de aproximação e encontraram a relação entre estas variáveis. Neste estudo participaram 6 voluntários que chutaram uma bola, três vezes em cada ângulo de aproximação (0°, 15°, 30°, 45°, 60°, 90°); empregando força máxima, com o dorso do pé e uma passada de aproximação. O grau zero foi definido em direção à bola. Os chutes foram filmados pelo lado direito do ângulo de aproximação e as velocidades das variáveis foram determinadas pela análise da filmagem. Os pesquisadores concluíram que os ângulos de aproximação entre 30° e 60° são os que produzem maiores velocidades da bola e os que minimizam o torque aplicado no pé.

Opavsky (1988) *apud* Reilly (1996), estabeleceu as características cinemáticas lineares e angulares dos chutes sem corrida e com corrida de aproximação (6 a 8 passadas) no chute com o dorso do pé. Foram utilizados 6 sujeitos que foram filmados chutando uma bola parada, sendo depois digitalizados cinco pontos e calculado suas velocidades e acelerações. O autor definiu que os chutes com corrida de aproximação apresentaram velocidades maiores em todas as variáveis pesquisadas e concluiu que o chute com corrida de aproximação produz maior velocidade linear e angular do membro de chute e que no chute sem corrida de aproximação há maior esforço muscular, e menor velocidade no alcance da bola.

Luhtanen (1988) *apud* Barbieri (2007), estudou a velocidade máxima da bola no chute com o dorso do pé em jogadores de diferentes idades para explicar o movimento do quadril, joelho e tornozelo do membro de chute e a força de reação do solo no membro de suporte. Em vinte e nove jovens que participaram foram fixados marcadores nas articulações do quadril,

joelho e tornozelo, e chutaram três vezes com força máxima, usando dorso do pé com dois passos de aproximação sob uma plataforma de força para análise da força de reação do solo (FRS). Os chutes foram filmados por uma câmera instalada perpendicularmente ao plano de movimento, sendo as imagens digitalizadas e os dados cinemáticos suavizados por métodos de filtragem digital. Os resultados mostraram aumento na velocidade da bola de acordo com o aumento da idade e que a força de reação do solo (FRS) difere vertical e lateralmente quando ocorre o contato do pé com a bola. O pesquisador concluiu que a velocidade da bola tem alta correlação com a máxima produção de momento durante a flexão do quadril, extensão do joelho e estabilização do tornozelo do membro de chute.

Levanon e Dapena (1998), Ximenes (2002), realizaram sua pesquisa através da análise cinemática 3D para comparar o movimento do chute com a parte medial do pé e com o dorso do pé. Levanon e Dapena (1998) analisaram os ângulos entre as articulações dos membros inferiores, a velocidade do pé antes do contato deste com a bola e a velocidade desta após o contato do pé em ambos os chutes. Estes autores constataram que os chutes com o dorso do pé ocasionavam as maiores velocidades. Numa outra análise realizada, observaram que a orientação do plano coxa-perna do chute com o dorso do pé girou no sentido anti-horário até o impacto e que a orientação do plano perna-pé no instante do impacto com a bola foi importante para o resultado final do chute, afetando a orientação do pé e a direção da bola.

Teixeira (1999) avalia o efeito da precisão influenciada por bolas e alvos de diferentes tamanhos. Participaram cinco jogadores entre 19 e 22 anos que foram marcados na articulação do tornozelo direito. Os participantes foram filmados realizando cinco tentativas de chutes em uma bola parada com força máxima para diferentes tamanhos de bolas e alvos. Concluíram que a bola por si não representa grande restrição na precisão dos chutes, sendo que diferentes alvos exercem restrições a precisão dos chutes pela lei da troca de velocidade e precisão.

Cunha *et al.* (2001) desenvolveram um estudo utilizando a projeção estereográfica e compararam os padrões cinemáticos do movimento dos dois tipos de chutes estudados (com a parte medial e dorso do pé), preocupando-se em utilizar força máxima, independente do alvo a ser acertado. Para esta análise, utilizou-se 2 câmeras com frequência de 60 Hz e dois participantes executando o chute a uma distância de 11 metros do gol. Cada um realizou 5 chutes com a parte medial e 5 chutes com o dorso do pé. O estudo demonstrou uma diferença nas curvas que definiram os padrões de movimento, tanto para os executantes como para os tipos de chutes. Os resultados foram representados pela porcentagem (%) de tempo em que as curvas tiveram padrões diferentes e através das próprias curvas que demonstraram uma diferença acentuada presente no segmento pé entre os dois tipos de chutes.

Magalhães Jr. (2003) em sua dissertação comparou o padrão cinemático dos segmentos coxa, perna e pé entre praticantes e não praticantes do futebol em situações de descanso e em exaustão. Participaram dez praticantes e dez não praticantes que foram filmados realizando cinco chutes em situações de descanso e após serem induzidos a exaustão realizaram cinco chutes com o membro dominante (destros), ambos simulando uma cobrança de falta. Foi utilizada a projeção estereográfica, assim como no estudo elaborado por Cunha et al (2001); o pesquisador concluiu que houve diferenças entre os grupos em ambas situações.

Santiago (2002) realizou uma comparação dos padrões cinemáticos de chute realizados por sujeitos de 13 e 20 anos de idade, utilizando a parte medial do pé, pela análise das curvas obtidas pela projeção estereográfica dos segmentos coxa, perna e pé. Foram divididos em dois grupos com 5 sujeitos cada, todos destros e do sexo masculino (G1 = 13 anos de idade; G2 = 20 anos de idade). Cada participante realizou uma série de dez chutes consecutivos, sem intervalo de descanso e com a bola parada, a uma distância de 20 metros do gol, sendo filmados por duas câmeras de vídeo digitais. O pesquisador concluiu que os sujeitos com 13 anos de idade apresentaram um padrão cinemático de movimento similar ao padrão dos sujeitos com 20 anos de idade.

Plagenhoef (1971) estudou a corrida de aproximação na diagonal e na reta, em relação à bola, e analisou a velocidade desta no chute realizado com o dorso do pé. Concluiu que a velocidade da bola é superior quando a aproximação é feita na diagonal em relação à aproximação reta.

2.1.3.1 Cinemática do chute

Durante o movimento do chute, os pés giram sobre os eixos médio-lateral (frontal) e longitudinal (vertical) do corpo.

Grande quantidade dos estudos sobre análise do movimento específico do futebol, são realizados de forma bi-dimensional, para analisar o impacto do pé com a bola, recomenda-se o método tridimensional (ASAI et al, 2002; ASAMI e NOLTE, 1983).

A análise da velocidade alcançada pela bola no chute é uma variável muito pesquisada. Vários estudos tratam deste tema. Lees e Nolan (1998) citam uma pesquisa realizada com jogadores adultos, homens, que obtiveram um alcance máximo de velocidade da bola de 20 a 30 m/s.

Isokawa e Lees (1988) informaram que para um estudo semelhante ao conduzido por Lees e Nolan (1998), a velocidade máxima alcançada pela bola foi de 18 a 20 m/s.

Num outro estudo, conduzido por Luhtanen (1994) *apud* Teixeira (1999), obteve valores de 15 a 22 m/s para crianças e jovens adultos de 10 a 17 anos.

Putnam *apud* Rodano e Tavana (1993), informaram que foram obtidos dados sobre a velocidade angular do joelho de 40.0 rad/s; e Griffiths (1988) *apud* Rodano e Tavana (1993) encontraram valores de 24.0 a 29.5 rad/s para mulheres jogadoras de futebol.

Num estudo recente, Ozaki e Aoki (2008), observaram que o número de gols por partida diminuiu e houve a necessidade de incrementar técnicas diferenciadas no chute com o dorso do pé, a fim de dificultar as ações da equipe adversária (defesa).

Plagenhoef (1971) descreveu um cinetograma, representada na figura 2, ou mapeamento das fases de chute numa análise quantitativa.

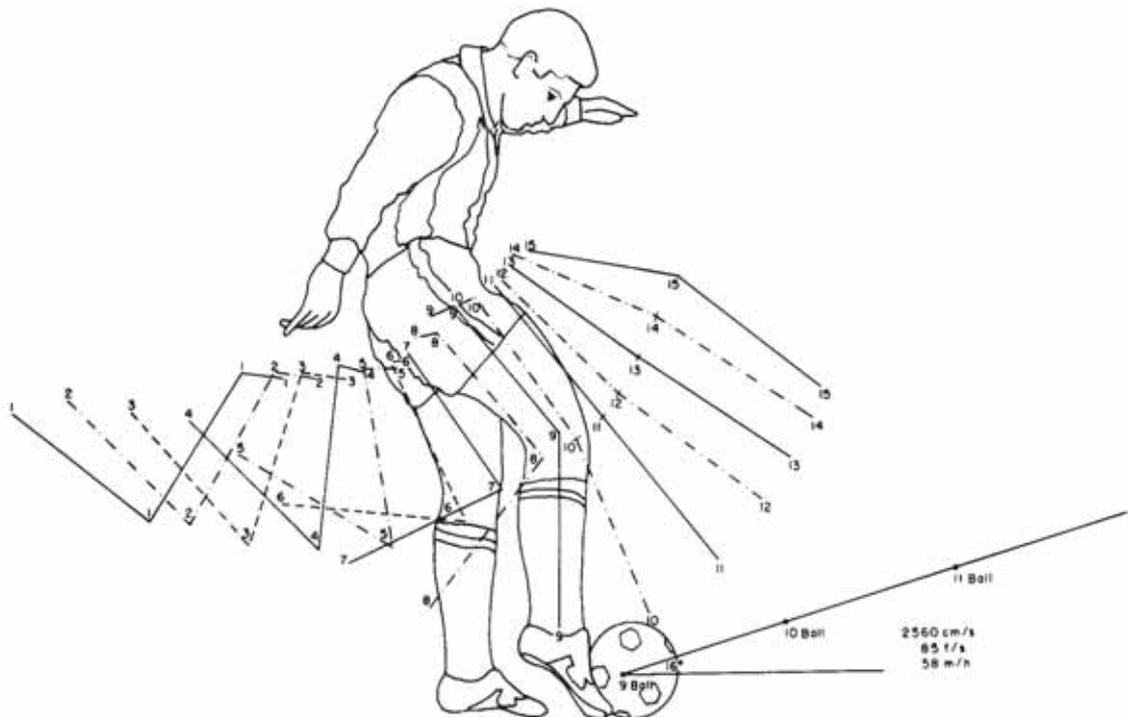


Figura 2: Cinetograma do movimento da coxa e perna durante um chute com o dorso do pé.
Fonte: Plagenhoef, 1971.

O desenvolvimento do chute ocorre de acordo com o aperfeiçoamento motor das pessoas atingindo um padrão maduro que segundo Wickstrom (1975), se caracteriza como:

- . Posicionamento do membro de suporte ao lado e ligeiramente atrás da bola;
- . O membro de chute é primeiramente levado para trás e o joelho é flexionado;

. O movimento para frente é iniciado por uma rotação do quadril sob o membro de suporte e com o avanço da coxa do membro de chute. O joelho continua flexionado neste estágio;

Uma vez iniciada a ação do chute, a coxa começa a desacelerar até ficar essencialmente imóvel no momento de contato com a bola;

Durante essa desaceleração, ocorre a extensão vigorosa do joelho, sendo quase uma extensão completa no contato com a bola;

O membro mantém o movimento após o contato com a bola e inicia uma flexão, finalizando o movimento.

O membro de chute é quem direciona a bola e determina o resultado do chute. Este membro é o mais estudado devido sua importância para um excelente desempenho.

Segundo Carnaval (2002), o chute é o fundamento do futebol onde o atleta visa, através de sua utilização, atingir a meta adversária, com o intuito de fazer o gol.

A comparação entre dois tipos de chute – potência e precisão – revelou que quando a precisão é requerida, como por exemplo, para acertar um determinado quadrante do gol, a velocidade resultante da bola sofre uma diminuição em cerca de 6 m/s (LEES e NOLAN, 1998).

Thomaz (2005), assim como Levanon e Dapena (1998) encontraram em suas análises de chutes de precisão, a inclinação e rotação da cintura pélvica para direita em todos os sujeitos que utilizaram o membro inferior direito como preferencial para um chute com a parte medial do pé.

Borsari (1989), descreve a técnica de execução do chute com o dorso do pé e relata que: a alavanca é formada com toda a perna, que se forma desde o quadril até o pé estendido; o peso do corpo se firma sobre a perna de apoio um pouco flexionada, com o pé apontando para frente e ao lado da bola, numa distância de 10 a 20 cm da mesma; a perna que vai chutar a bola deve sair de trás, semiflexionada, balanceando de trás para frente no plano vertical como num pêndulo; o corpo deve estar um pouco inclinado para trás, o braço contrário à perna de chute deverá estar elevado lateralmente, e o outro braço deverá estar ao longo do corpo, facilitando o equilíbrio; o olhar acompanha a bola desde a entrada até o toque; e finalizar o movimento dando continuidade ao movimento da perna de ataque.

De Proft *et al.* (1988), demonstraram que o treino de força, no futebol, melhora a performance do chute devido a uma melhoria na força. No entanto, concluem que o desenvolvimento das habilidades técnicas (ou controle neuro- muscular) é o fator predominante no chute e na sua performance.

Mclean e Tumilty (1993) investigaram as características de dois tipos de chute no futebol, analisando a assimetria entre os membros dominante e não dominante. Doze jogadores juniores foram analisados, sendo apenas um jogador não destro. Os pesquisadores analisaram os seguintes parâmetros: velocidade da bola, distância do pé de suporte à bola e a velocidade do pé no contato com a bola. Como resultado, encontraram que todos os melhores desempenhos foram executados pelo membro dominante e concluíram que existe uma assimetria na comparação da cinemática entre os chutes executados pelo membro dominante e não dominante encontrando uma diferença na técnica entre os lados, além de sugerirem mais estudos sobre o assunto para responder quais parâmetros mais influenciam no desempenho dos chutes.

Barfield (1995) *apud* Barbieri (2007), em sua pesquisa utilizou dezesseis participantes destros e dois canhotos; o objetivo central foi investigar quais variáveis biomecânicas poderiam ser fatores importantes entre os chutes com o membro dominante e não dominante. Cada participante marcado realizou dez chutes com cada membro com a bola parada e emprego de força máxima. O estudo descreveu tempo, posição, velocidade e aceleração dos seguintes segmentos: quadril, joelho, tornozelo e pé. Foram utilizadas 4 câmeras e o método DLT (Direct Linear Transformation) para transformar os dados em 3D. Constataram que para a velocidade da bola existem diferenças entre o membro dominante e não dominante, apresentando diferenças de desempenho entre eles.

Lara Jr. (2003) em seu trabalho, analisou o posicionamento angular do pé de suporte e sua influência na direção de saída da bola parada durante o chute no futebol. Foram recrutados nove jogadores juvenis (15 e 17 anos) que executaram 3 séries de 6 chutes a gol – cada série para um determinado ponto (ou local) do gol – com a parte medial do pé e partindo de uma distância de 3m da bola. O pesquisador conclui que das 4 fases de colocação do membro de apoio classificadas no estudo (fase de suporte do calcanhar, fase em que o membro está totalmente apoiado, fase em que o membro de chute toca a bola e no instante de saída da bola); a fase em que o membro está totalmente apoiado foi a que apresentou maior contribuição no ângulo de saída da bola. Afirma que não há grande variação no ângulo da posição do pé de suporte ao longo da execução do movimento, ou seja, fixando o calcanhar, a posição do membro de suporte tende a permanecer fixo até o final do chute.

Ximenes (2002) realizou a análise cinemática comparando o chute com o dorso do pé e com a parte medial do pé e definiu as fases do chute que estão descritas abaixo:

1ª) Corrida de aproximação: aproximação do jogador à bola até a última passada quando o membro de chute toca o solo.

2ª) Posicionamento do pé de suporte: inicia no instante do contato do membro de chute com o solo até o momento de contato do membro de suporte no solo.

3ª) Contato com a bola: inicia-se no instante do contato do membro de suporte no solo até o momento em que o membro de chute entra em contato com a bola.

4ª) Finalização: continuação do movimento de todo o corpo a partir do contato com a bola.

Por outro lado, Carnaval (2002) definiu 3 fases para o chute com o dorso do pé. A 1ª é a fase de aproximação, a 2ª é a fase de contato e a 3ª é a fase final. As figuras a seguir demonstram essas fases e o posicionamento do corpo em relação à bola.

2.1.3.2 Cinética do chute

A cinética permite o cálculo das forças e momento articulares presentes nas atividades dos músculos envolvidos. O uso do momento articular é muito aplicado no meio esportivo onde os dados são utilizados para indicar o grau de esforço muscular gerado durante o chute. De acordo com Luhtanen (1994) *apud* Lees e Nolan (1998) no movimento de chute a articulação do quadril gera o maior momento articular; no contato com a bola, os momentos do quadril e joelho são negativos, sugerindo um tipo balístico (com movimento rápido) de impacto.

Zernick e Roberts (1978) *apud* Lees e Nolan (1998), também encontraram o maior momento sendo gerados pela articulação do quadril (280 Nm), do joelho (140 Nm) e finalmente sobre o tornozelo (30 Nm); e esses momentos articulares decresceram conforme diminuiu a velocidade do movimento.

Robertson e Mosher (1985) *apud* Pronk (1991) informaram os momentos do quadril e joelho nos valores de 220 e 90 (Nm) respectivamente para jogadores de nível nacional, clube profissional; e citaram que Putnam (1983) encontraram valores aproximados de 300 (Nm) para quadril e 160 (Nm) para joelho.

Asami e Nolte (1983), num estudo sobre a velocidade da bola, encontraram que a velocidade da bola (massa da bola = 0,45 Kg ou 450 g) ficou na faixa de 30 m/s.

Outro estudo foi desenvolvido por Asai *et al.* (1995) *apud* Asai *et al.* (2002) que usaram imagens de uma câmera de alta velocidade (4500 Hz) e estimaram uma força de contato do pé com a bola de 1200 N e pico de força de 2400 N.

Ao pesquisar a cinética do chute, através da plataforma de força, relevantes estudos foram desenvolvidos, enfatizando o pico de força vertical no momento de apoio do pé.

Alguns pesquisadores desenvolveram estudos com o membro de suporte, sendo estes estudos focados na FRS (força de reação do solo), para uma análise quantitativa. Outros autores analisaram o membro de suporte e o seu posicionamento na execução do chute, com as variações angulares e distância para a bola.

Anjos e Adrian (1986) realizaram um estudo com o objetivo de medir as forças de reação do solo produzida pelo membro de suporte de jogadores habilidosos e não habilidosos durante chutes com o dorso do pé e compará-la com a velocidade da bola. Deste estudo, participaram 18 jogadores que foram classificados como habilidosos (G1) e não habilidosos (G2) e chutaram três vezes uma bola com força máxima. Calcularam a velocidade média (V_m) da bola e a FRS (força de reação do solo); e encontraram como resultado final de sua pesquisa que a habilidade de se realizar um chute forte está diretamente relacionada com a velocidade de aproximação do jogador. Estes mesmos autores identificaram que devido a uma grande magnitude produzida nos chutes fortes, o número de lesões em jogadores experientes foi muito maior do que em não jogadores da mesma idade, constatando que a perna de apoio exerce enorme influência na execução do chute.

Saggini *et al.* (1993) citados por Lara Jr. (2003), estudaram as características da força de reação do solo de jogadores de futebol. A análise foi feita durante um chute normal com corrida de aproximação. Participaram 20 jogadores do time nacional italiano e 40 jogadores com alto nível de habilidade. Utilizou-se uma plataforma de dinamometria (ou de força), e através deste instrumento obteve dados da reação do solo em diferentes direções da corrida de aproximação e o posicionamento do membro de suporte. Os resultados apresentaram que durante a fase de suporte, a progressão da aplicação da força demonstrou menor velocidade do que durante o impacto e os pesquisadores concluíram que durante a fase da postura o corpo produz uma força de reação do solo composta de força vertical (F_v) e horizontal (F_h) e que existem diferenças nos padrões das forças de reação entre os profissionais e os outros jogadores, sendo os padrões profissionais repetitivos e maduros.

Valeta (1998) analisou a biomecânica do pé de suporte em relação à bola durante o chute realizado com o dorso do pé. O autor teve como objetivo central de seu estudo verificar se a influência do treinamento poderia gerar mudanças no pé de apoio durante o chute, visando um rendimento posterior otimizado. Utilizou como participantes três crianças destras que executaram os chutes da marca do pênalti (11 metros de distância do gol), com o objetivo de acertar o alvo. Os resultados apontaram que após o treinamento houve uma melhora considerável na performance dos chutes das crianças analisadas; portanto, pode-se afirmar

que o posicionamento do pé de suporte em relação à bola é um dos fatores que influenciam diretamente na performance do chute executado com o dorso do pé.

Barfield (1998) comparou o posicionamento do membro de suporte entre jogadores habilidosos e não habilidosos com idades de 9 a 18 anos. No entanto, os padrões de chutes não apresentaram diferenças significantes entre os jogadores com e sem habilidade. O autor constatou que a idade cronológica, apenas, não indica o nível de habilidade desenvolvida. Por outro lado, concluiu que o membro do suporte, ou membro de apoio, tem elevada importância para o desempenho do chute, pois oferece equilíbrio e ajuda a projetar a bola adequadamente.

Estudo realizado por Rodano e Tavana (1993) apud Moreira et al (2004) evidencia que a máxima magnitude de força produzida pela perna de apoio no momento de chute é da ordem de 3,2 PC (o peso corporal). Atingem-se valores médios de (2,69 PC e 1,24 PC) para as componentes vertical e horizontal da força de reação do solo respectivamente. Os valores médios da força de reação, no momento em que o pé bate na bola, são de 2,04 PC.

Rodano e Tavana (1993) estudaram as mudanças do comportamento temporal da força de reação do solo, foi evidente que o pico de força de reação coincidiu com a aceleração descendente do giro da perna e ocorreu $0,08 \pm 0,12$ s antes do impacto do pé com a bola. A pesquisa focou o apoio do membro esquerdo na plataforma em 2 fases, que para análise e correção do gesto motor são consideradas muito importantes. A 1ª é quando o pé de apoio está apoiado completamente na plataforma; e a 2ª é quando a bola perde contato do pé de chute.

2.1.3.3 Controle Postural durante o chute

O ser humano é exposto a uma grande variedade de tarefas dinâmicas e estáticas que desafiam seu controle de movimento e postural. As diversas tarefas impostas ao ser humano produzem diferentes desafios ao controle de movimento, portanto, diferentes demandas motoras solicitam modificações posturais, nos padrões de força e controle das sinergias. De um ponto de vista prático, quaisquer tendências anatômicas ou estruturais nos membros inferiores possuem interesse direto para as atividades esportivas, para a dança, a utilização de certos instrumentos musicais e até mesmo na operação de máquinas.

O controle postural é o controle dos arranjos dos segmentos corporais baseado em informações sensoriais de diferentes fontes; é contínuo e permanente em toda a atividade humana. Estas informações sensoriais permitem formar uma representação interna do mundo externo, relatando e reconhecendo a posição e o movimento de cada parte do corpo. O sistema de controle postural usa informações do sistema visual, vestibular e somatossensorial

(NASHNER e MCCOLLUM, 1985; ROTHWELL, 1994; WINTER, 1995 *apud* AMADIO, 1999).

Na área da saúde o estudo do COP tem relevante importância, principalmente em indivíduos com lesões de membros inferiores. Num estudo desenvolvido por Schmidt *et al.* (2003) relacionado a indivíduos com e sem lesão ligamentar de joelho, encontraram como resultado para indivíduos com lesão ligamentar um deslocamento acentuado do COP lateral, e chegaram a conclusão que esses indivíduos apresentaram maior instabilidade postural, devido a lesão; o grupo controle ou sem lesão em apoio unipodal com flexão de joelho em 90° sobre uma plataforma, obtiveram maior oscilação do que com apoio bipodal.

No domínio dos estudos sobre a postura, observa-se importantes aplicações pois a partir do arranjo espacial dos segmentos corporais pode-se compreender a orientação estática e/ou dinâmica para objetivos específicos, ou seja, passamos a interpretar o controle postural como forma de análise do movimento. Assim, o controle postural é tão complexo quanto o controle de movimentos (AMADIO, 1985 *apud* AMADIO e SERRÃO, 2007).

Almeida *et al.* (2009) citam que em posição ereta, 50% do peso corporal são distribuídos para os calcâneos e 25% para a cabeça dos 5 metatarsos de cada pé.

O controle postural é tão complexo quanto o controle de movimentos; duas grandezas que podem ser obtidas por meio da biomecânica para o estudo da postura são o centro de massa do corpo (CM) e o centro de pressão (COP) resultante das forças aplicadas no apoio. relações entre estas grandezas. O balanço postural é a oscilação natural que o corpo apresenta quando está na postura ereta e é tradicionalmente representado por meio da trajetória do CM (DUARTE, 2000).

Schmidt *et al.* (2003) afirmam que o equilíbrio corporal tem maior estabilidade quando se utilizam os dois pés ao solo, e é de grande importância a visão na manutenção do equilíbrio corporal; as informações periféricas vindas dos pés intervêm a fim de informar o sistema nervoso as posições e os movimentos relativos do corpo em relação ao meio ambiente, gerando maior estabilidade.

Tookuni *et al.* (2005) citados por Rosa (2010), 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 quanto no membro inferior contra-lateral.

Para garantir a estabilidade e equilíbrio, o controle postural elege algumas variáveis relacionadas à posição do corpo humano e monitorando-as através de informações sensoriais.

O controle dinâmico da postura realiza as antecipações e correções necessárias para garantir os fundamentos da postura: estabilidade da postura, equilíbrio do corpo e suporte do peso corporal, quando uma instabilidade postural é imposta. Através da aplicação de uma instabilidade podemos observar distinções entre padrões de resposta porque as instabilidades demarcam padrões de comportamento que permitem identificar a dimensão que um padrão ocorre (KELSO, DING e SCHÖNER, 1993 citados por ROSA, 2010).

2.1.3.4 Centro de pressão (COP) aplicado ao futebol

No caso específico da análise de chute com o dorso do pé, o equilíbrio é dinâmico com variação dependendo da fase de análise do ciclo de chute, sabendo que o COP pode ser aplicado na análise estática ou dinâmica.

Existe uma escassez na literatura de pesquisas envolvendo o controle postural durante o gesto técnico do futebol, neste caso durante o chute.

Por ser uma modalidade esportiva cuja eficiência tem relação com o controle e sincronização de movimentos dos diversos segmentos para manter uma harmonia estética de movimento do corpo, o controle da trajetória dos segmentos tem direta relação com o controle de força e o equilíbrio mecânico (GEORGE, 1980 *apud* WINTER, 1995).

Na pesquisa desenvolvida por Rosa (2010), teve como objetivo investigar o equilíbrio dinâmico durante o chute de futebol, por meio de um sistema de análise com uma tarefa controlada. Monitorou através da definição de três fases de chute: pré-chute, chute e pós-chute, o comportamento gráfico das curvas médias da trajetória, deslocamento e velocidade do CM (centro de massa) e COP (centro de pressão) durante a tarefa de chute controlado. Neste estudo o autor conclui que a análise do controle postural é uma excelente ferramenta no acompanhamento técnico ou na reabilitação e prevenção de lesões no esporte.

Sabe-se que um apoio bem estabelecido é característica fundamental para a eficácia do chute, seja de potência ou de precisão.

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

Segundo Gioftsidon *et al.* (2006), investigaram a eficiência do programa de treinamento de equilíbrio em jogadores de futebol, e o efeito da fadiga pós-treino no controle postural. Os resultados apresentaram não haver diferenças significativas nos testes de controle postural pré e pós-treino; porém demonstrou diferença com melhora no controle postural no grupo que realizou o programa de treinamento de equilíbrio.

No estudo de Vuillerme *et al.* (2001) verificaram que a variação de velocidade do centro de pressão foi igual de um grupo de ginastas comparado com o grupo controle (composto por atletas de futebol, handebol e tênis). A diferença na velocidade do deslocamento do centro de pressão apareceu quando o tendão do tornozelo foi submetido a uma vibração, fazendo com que a entrada proprioceptiva fosse perturbada. O grupo de ginastas apresentou uma recuperação do equilíbrio mais rápida do que o grupo controle, sugerindo que o tipo de treino que as ginastas fazem favorece o treino do equilíbrio.

Num estudo elaborado por Matsuda *et al.* (2008), demonstraram em suas análises que os atletas de futebol apresentam menor deslocamento ântero-posterior e médio-lateral em relação ao grupo de atletas do basquete, nadadores, e sedentários. Isto pode ser comprovado pela dinâmica da movimentação e necessidade de maior controle postural durante o gesto técnico, variando do chute com potência ao chute de precisão.

3 METODOLOGIA

Neste capítulo são apresentados os materiais e métodos utilizados para obtenção dos dados referentes à pesquisa em questão.

3.1 AMOSTRA EXPERIMENTAL

Para a aplicação prática da pesquisa foram selecionados dois atletas da categoria júnior do Resende Futebol Clube com idade entre 18 e 19 anos; e dois atletas da categoria juvenil com idade entre 16 e 17 anos.

Todos os voluntários homens, destros, aparentemente saudáveis, sem histórico de lesões articulares e com experiência prática no futebol de campo no mínimo de cinco anos; com frequência de treinamento semanal de quatro a cinco vezes, sendo este treinamento elaborado pela comissão técnica responsável pela programação da equipe, na fase de preparação física e de acordo com o calendário de competições.

Tabela 1 – Dados antropométricos dos voluntários (atletas do Resende Futebol Clube).

Amostras	Altura (cm)	Idade (anos)	Massa (Kg)	Peso (N)	IMC
A (Junior)	185	19	65,0	637,55	19,0
B (Junior)	172	18	74,5	730,84	25,25
C (Juvenil)	182	17	69,0	676,9	20,84
D (Juvenil)	176	16	67,5	662,17	21,84
Média	178,75	17,5	69,0	676,86	21,73
DP	± 5,852	± 1,29	± 4,02	± 39,47	± 2,62

3.2 BANCADA EXPERIMENTAL

Para ilustração da bancada experimental foi utilizado o software gratuito Google SketchUp 8®, demonstrando através de esquematização, as dimensões e disposição dos objetos no espaço.

Através do Lay-out, três posições para análise do chute bidimensional foram dimensionadas, sendo as figuras 3, 4 e 5; respectivamente as vistas superior, posterior e lateral.

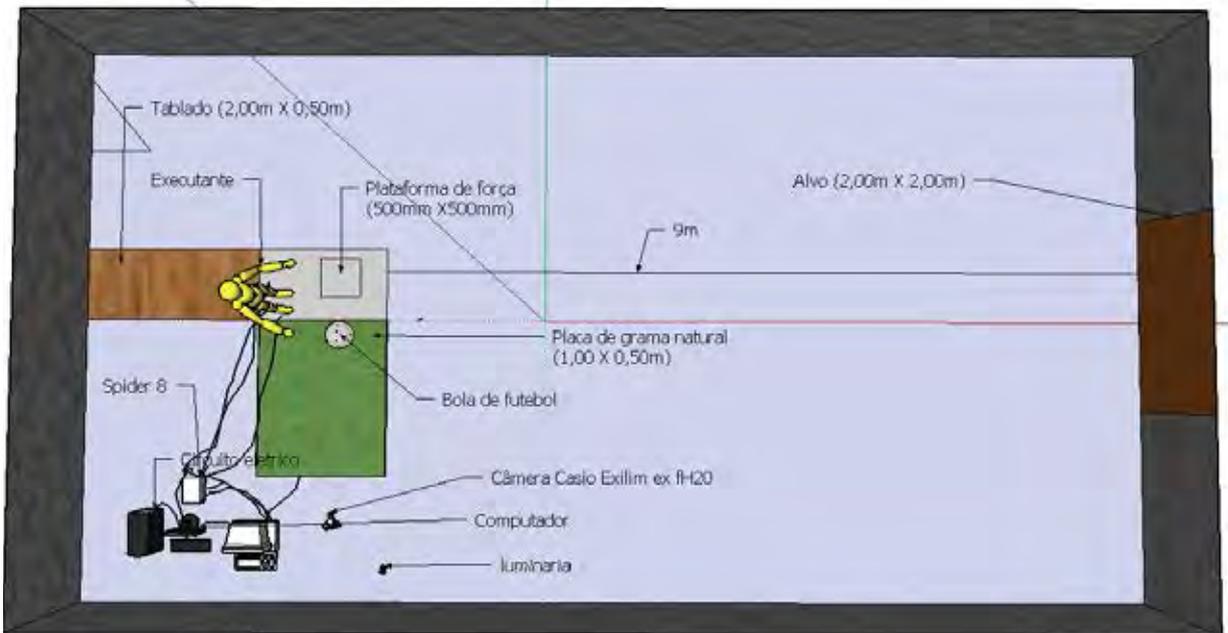


Figura 3: Lay-out Vista superior do chute 2D.

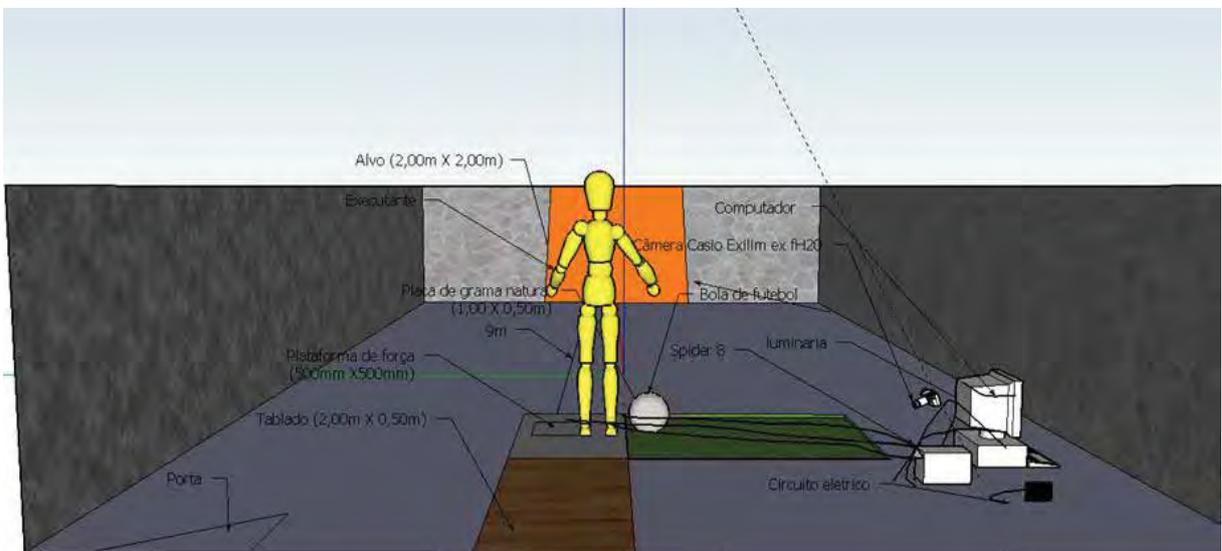


Figura 4: Lay-out Vista posterior do chute 2D.

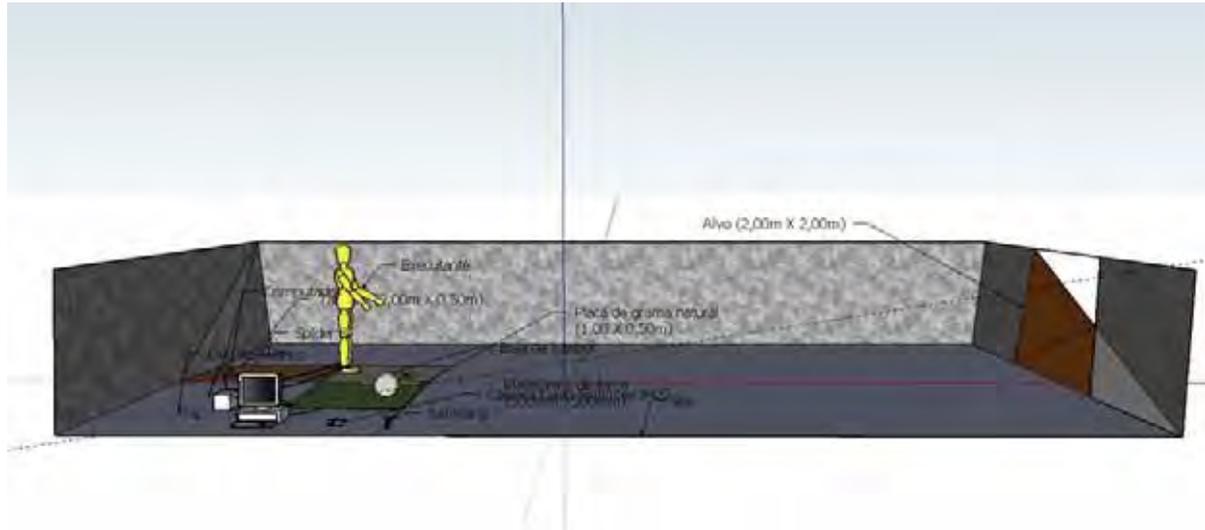


Figura 5: Lay-out Vista lateral do chute 2D.

3.2.1 Protocolo experimental

Os participantes foram instruídos a tentar acertar um alvo, com dimensões de (2,0m x 2,0m), conforme a figura 5, distante a 9 metros do participante.

Cada voluntário realizou três chutes com intervalo aproximado de 3 minutos entre uma execução e outra. Cada chute foi realizado em três etapas;

- a) Etapa de aproximação: voluntário aproximou-se da bola parada usando 2 ou 3 passos;
- b) Etapa de chute: com perna de apoio parada, o voluntário preparou o movimento de chute, observando o alvo frontal até efetivamente ter contato com a bola e, finalmente realizou o chute funcional;
- c) Etapa pós-chute: após a realização de chute tentou manter o máximo de equilíbrio postural

Vale ressaltar que para o 2º voluntário foram computados somente dois chutes, devido à falha ocorrida durante o processo de filmagem. Observou-se pequena iluminação e dificuldades de correção para posterior análise de imagens; desta forma a eliminação de um chute foi a maneira mais adequada de se chegar a resultados confiáveis.

A figura 6 apresenta a etapa de chute, preparando o movimento de contato com a bola.



Figura 6: Voluntário (A) executando a aproximação do pé de chute na bola

3.2.2 Procedimentos experimentais

Os movimentos de membros inferiores para a execução do chute foram filmados com câmera de alta velocidade. As imagens serviram para definir as fases de chute; pré, chute e pós.

Após a captura de imagens, os arquivos armazenados em formato (.MEG) foram desmembrados, utilizando um programa de domínio público KINOVEA® com o objetivo de determinar cinco fases de chute, mostradas nas figuras 7 a 11.

1º) quando o voluntário toca o calcanhar na plataforma; 2º) o momento em que o voluntário apoia o pé esquerdo do calcâneo até o metatarso; 3º) quando o voluntário realiza a flexão máxima do joelho do membro de chute; 4º) o momento em que o voluntário aproxima o membro de chute, tocando a bola e realiza a flexão do membro de apoio; 5º) quando o pé perde contato com a bola.

Para a avaliação do ângulo de joelho e a velocidade da bola, a técnica de cinemetria foi fundamental, inclusive para identificar as cinco fases citadas. E para conhecer o comportamento dinâmico da perna de chute foi avaliada a aceleração e desaceleração ocorrida nos momentos anterior e durante o chute.

Para aproximação da forma real, utilizou-se uma placa de grama do tipo “esmeralda”, muito utilizada nos campos de futebol do Brasil, com as seguintes dimensões: 1,0m x 0,50m. Para a corrida de aproximação utilizou-se duas tábuas com largura de 0,5m e comprimento de 3m, com o objetivo de nivelar a placa de grama e a plataforma. Esta medida foi eficaz porque evitou com que o voluntário saltasse no momento de aproximação e chute.

Utilizou-se na pesquisa a bola da marca Topper, modelo KV Carbon Training, com 68 a 70 cm de circunferência, massa aproximada de 447 g, de acordo com o fabricante. Esta bola é uma réplica do mesmo modelo utilizado no Campeonato Paulista de Futebol Profissional masculino de 2009, estando aprovada pelas normas de padrão de qualidade.

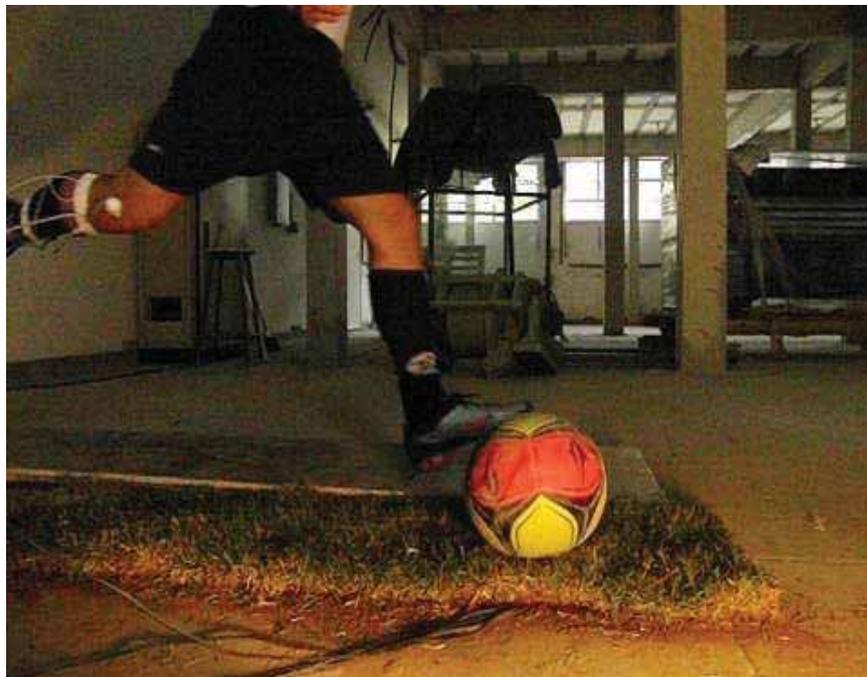


Figura 7: 1ª fase, voluntário tocando calcanhar na plataforma de força



Figura 8: 2ª fase, voluntário tocando pé de apoio firmemente na plataforma.



Figura 9: 3ª fase, pré chute com máxima flexão do joelho.



Figura 10: 4ª fase, toque inicial da bola com o dorso do pé.



Figura 11: 5ª fase, final de contato da bola com o pé.

3.2.3 Calibração dos instrumentos

As calibrações e certificações dos equipamentos foram realizadas com o intuito de examinar a construção do instrumento, e identificar, listando todas as entradas possíveis, decidir os melhores valores de entrada para cada instrumento calibrado, desenvolver a relação entrada e saída dos valores especificados pelos fabricantes de cada instrumento utilizado na pesquisa. A validação de uma medição reflete a relação entre o instrumento real e o instrumento ideal; a capacidade do instrumento medir corretamente o evento.

3.2.3.1 Calibração da plataforma de força

Para aquisição de dados de forças de contato do membro do apoio, foi utilizada uma plataforma de forças e de equilíbrio, desenvolvido no laboratório de Biomecânica. Com a plataforma de forças foram coletadas as forças de reações verticais e com a plataforma de equilíbrio foram registradas as variações do COP. A plataforma de força utilizada nesta pesquisa foi desenvolvida segundo padrões Internacionais de Medidas, e apresenta as seguintes especificações:

1^a) Capacidade de carga: 3600 N (constituída de 4 células da carga)

2^a) Células de carga: capacidade de 900 N, 2mV/V, corpo em aço 4340 (utilizado 4 peças);

3^a) Extensômetros: modelo J2A – 06 – SO38 – 350; fator de ganho 2, fabricante MM (4 peças);

4^a) Plataforma fabricada com o seguinte material: chapa de alumínio 5052, tamanho 500 x 500 mm;

5^a) Utiliza 4 pés articulados por esferas, em sua base.

Para calibração da plataforma uma referência no formato das anilhas foi fixada no centro da plataforma conforme mostra a figura 12, com o objetivo de verificação precisa dos pontos e diminuir a interferência de possíveis erros humanos nas fases de carregamento e descarregamento das placas de peso (anilhas). Outro ponto importante foi a identificação dos pontos ou canais, para facilitar na fase de calibração, captação dos sinais de extensômetros utilizando um condicionador Spider8, da marca HBM, e a leitura de sinais pelo programa CATMAN.

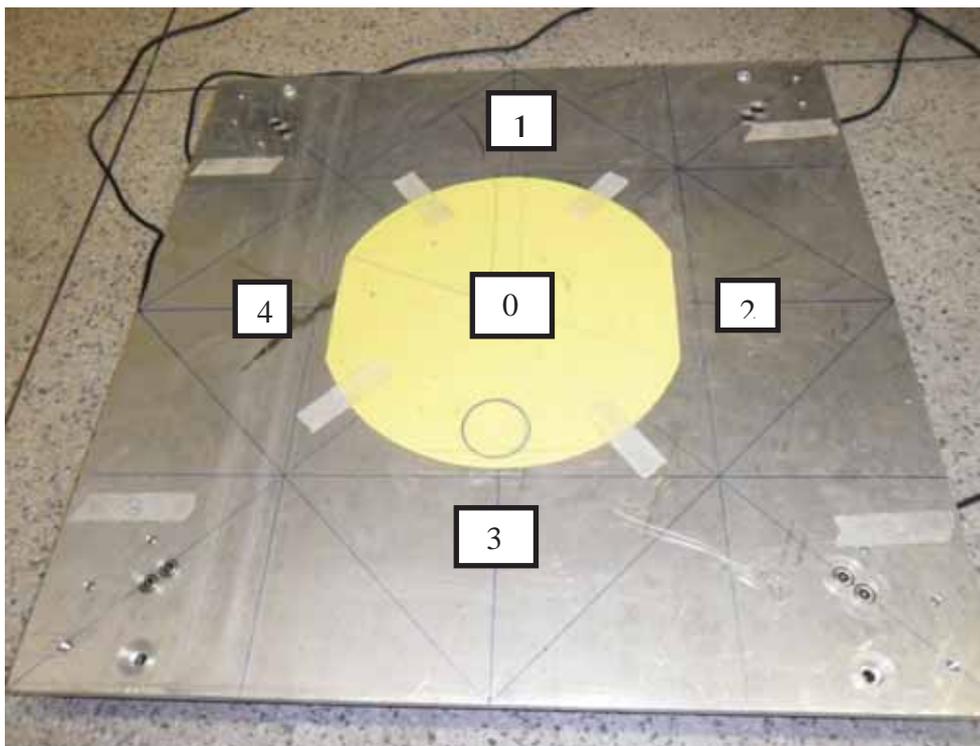


Figura 12: Plataforma de força instalada no Laboratório de Biomecânica FEG /UNESP.

Realizou-se a calibração estática através de dois métodos: 1º) sem deslocamento de carga; e 2º) com deslocamento de carga. Os resultados apresentados foram coerentes, não apresentando diferenças significativas.

Esta calibração permitiu criar uma relação entre os valores lidos pelo Spider 8® e os pesos de anilhas previamente obtidos.

Na calibração estática, foram utilizadas anilhas com massa conhecida; essas anilhas representaram a carga a ser medida, pois sabíamos qual o valor real dessas anilhas (fig. 12).

Nesta calibração foram utilizadas cargas de carregamento (fase ascendente) e descarregamento (fase descendente), a fim de verificar sua linearidade; se a carga aplicada foi coesa quanto aos resultados apresentados e principalmente, comprovar a veracidade para diferentes situações de aplicação da plataforma.

Utilizou-se 14 cargas, incluindo o zero e obtivemos um valor total de 794,904N (81,03 Kgf) sendo obtidas curvas com incremento e retirada de carga, respeitando a histerese e outros fatores intervenientes. Foram realizados 4 ensaios para ambas as fases, seguindo o princípio de repetibilidade, a fim de obter valores coesos desta plataforma.

É importante ressaltar que para alcançar uma precisão maior quanto à centralização das anilhas na plataforma, foi elaborada uma marcação seguindo os padrões das anilhas adotadas

na calibração; desta maneira não houve risco de desequilíbrio ou deslocamento de carga para outro(s) ponto(s).

Através desta calibração, foram obtidas curvas adequadas com as cargas implementadas ou retiradas, sendo detectadas ponto a ponto, e posteriormente com o auxílio do programa Microsoft Excel® versão 2003, transformados em gráficos e respectivas equações, cujo valor ideal de correlação (R^2) deveria atingir 1 ou muito próximo deste valor. Isto garante sempre a apresentação de curvas com valores desejáveis a serem aplicadas na prática.



Figura 13: Fase de carregamento de anilha (12º ponto) no centro da plataforma.

As figuras 14 a 21 apresentam os resultados de calibração da plataforma de forças ou de equilíbrio, com 4 canais (CH0, CH1, CH2 e CH3), apresentando excelente linearidade da relação (Força: N x tensão elétrica: mV/V), sendo Asc. e Desc. Indicando respectivamente ascendente e descendente.

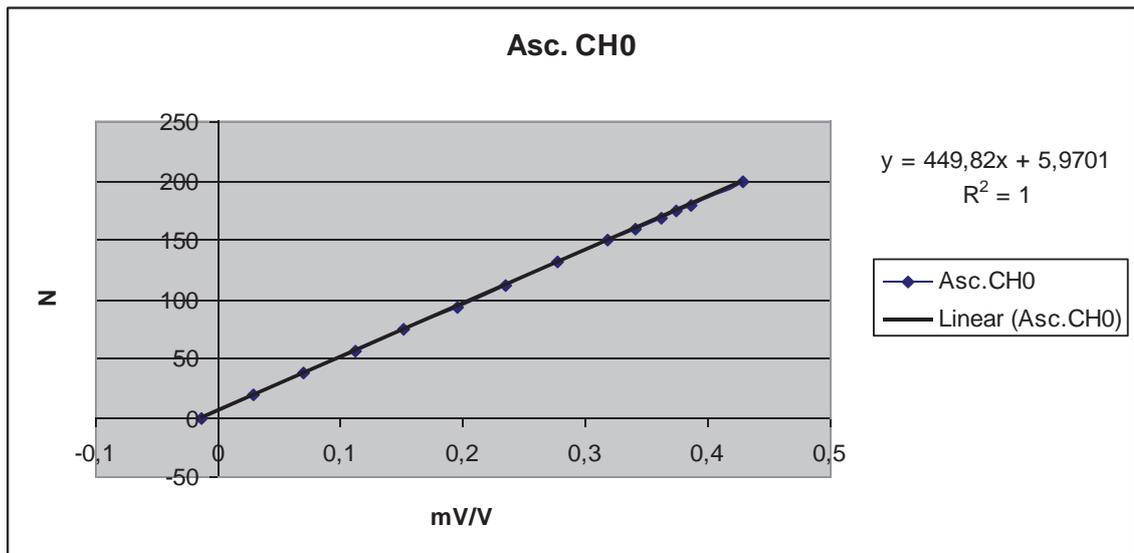


Figura 14: Curva de calibração canal 0 (fase ascendente).

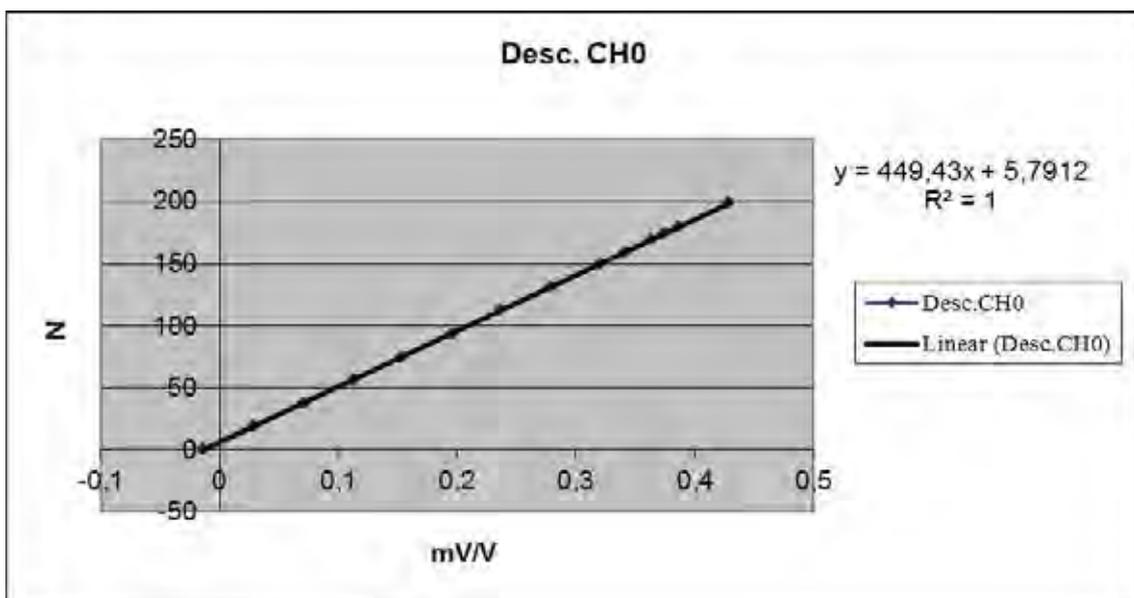


Figura 15: Curva de calibração canal 0 (fase descendente).

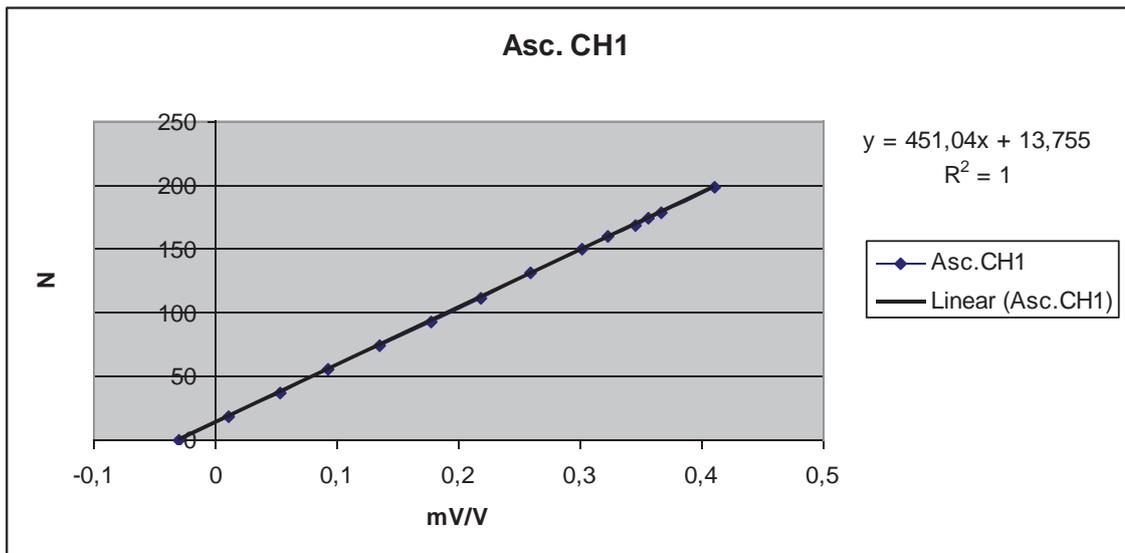


Figura 16: Curva de calibração canal 1 (fase ascendente).

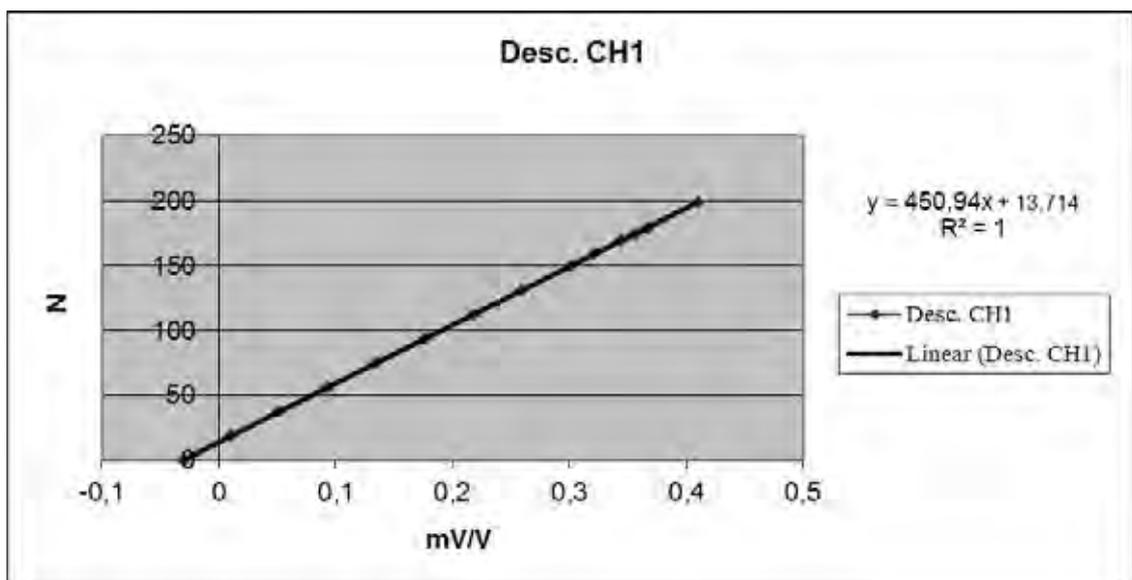


Figura 17: Curva de calibração canal 1 (fase descendente).

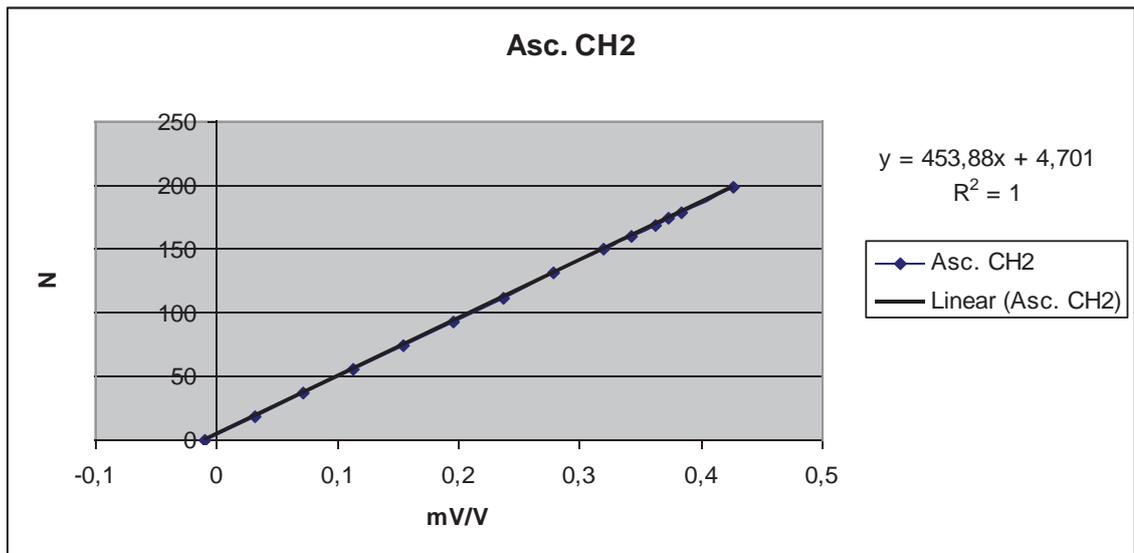


Figura 18: Curva de calibração canal 2 (fase ascendente).

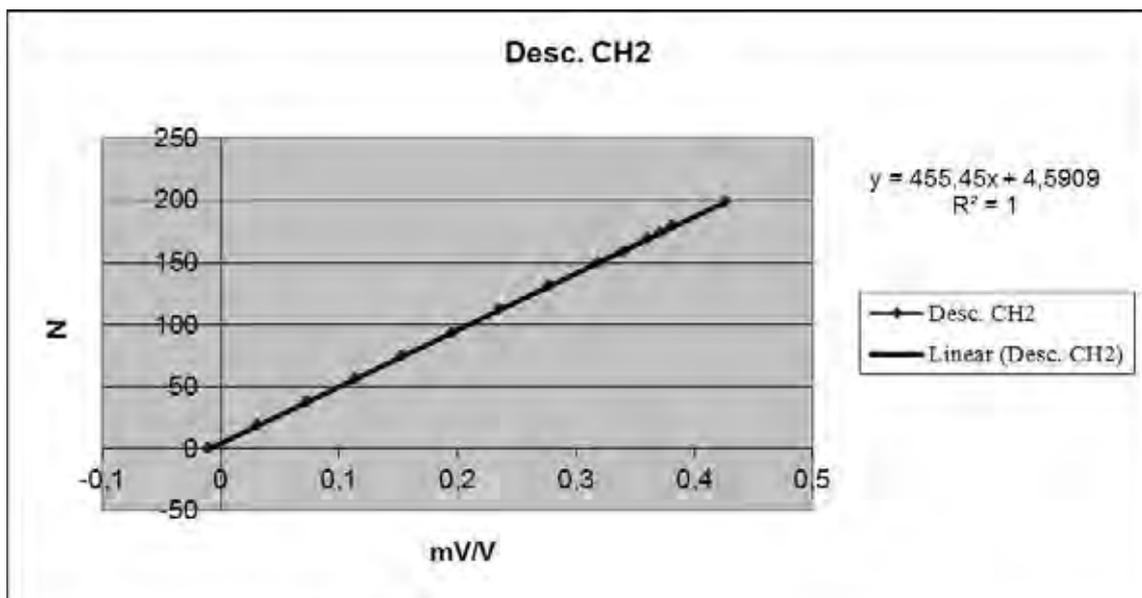


Figura 19: Curva de calibração canal 2 (fase descendente).

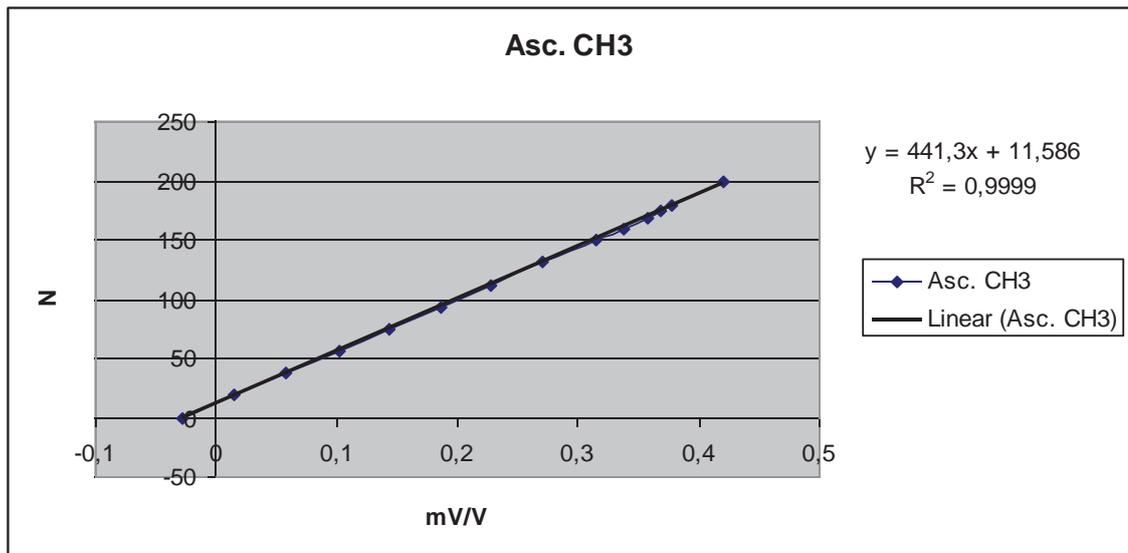


Figura 20: Curva de calibração canal 3 (fase ascendente).

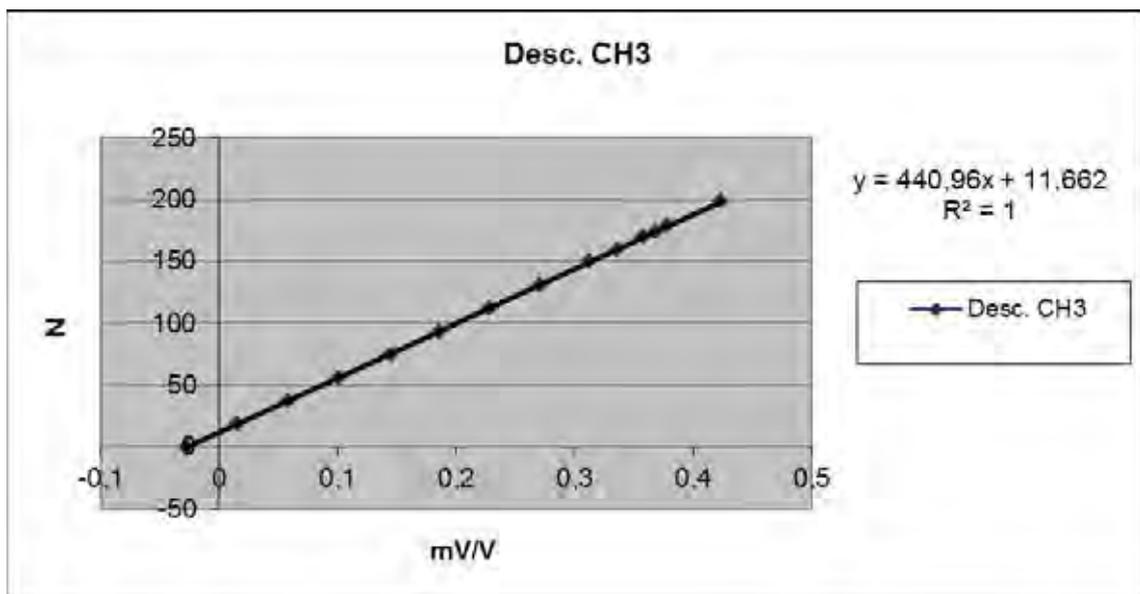


Figura 21: Curva de calibração canal 3 (fase descendente).

O mesmo procedimento da calibração da plataforma foi utilizado para calibração com deslocamento de carga, cujo objetivo foi verificar a precisão da plataforma de equilíbrio e obter o COP.

Foram aplicadas cinco diferentes cargas; 74,7N, 149,5N, 224,1N, 298,8N e 373,6N; nos quatro pontos na plataforma indicados na figura 12. As diferentes localizações do peso da plataforma foram avaliadas em termos de desvios padrões apresentadas, com cargas ascendentes e descendentes. As figuras 22 a 25 apresentam desvios padrões registrados

quando as cargas foram aplicadas no ponto 1 da figura 12. A distância do centro da plataforma para os pontos selecionados (1,2,3,4) foi igual a 100 mm, e nestes pontos as anilhas foram colocadas.

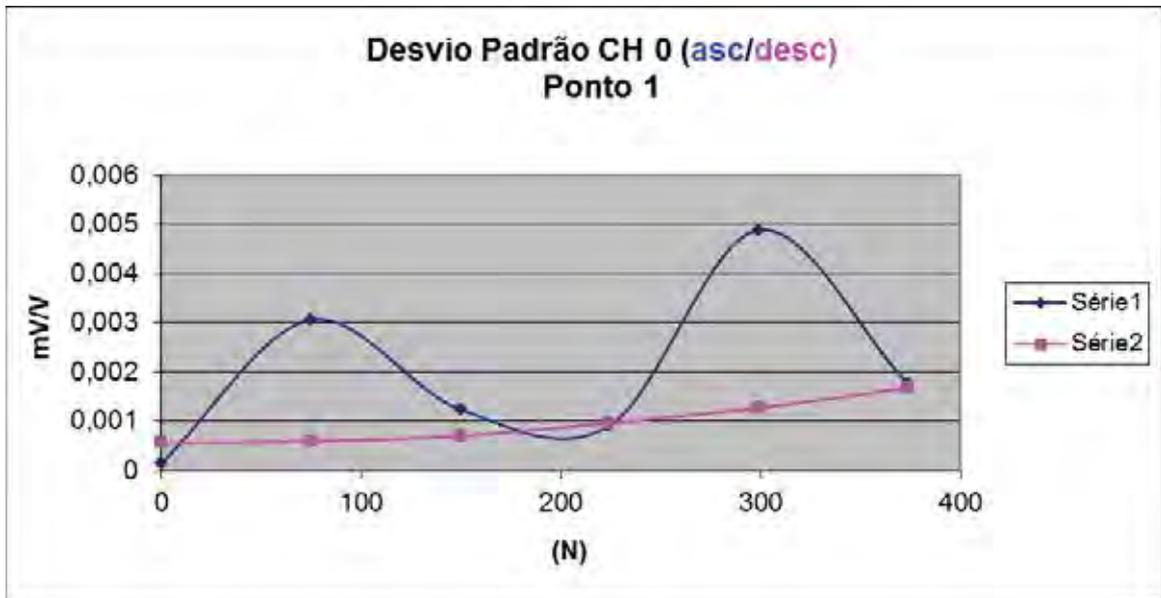


Figura 22: Desvio Padrão medido no canal 0 com cargas aplicadas no ponto 1.

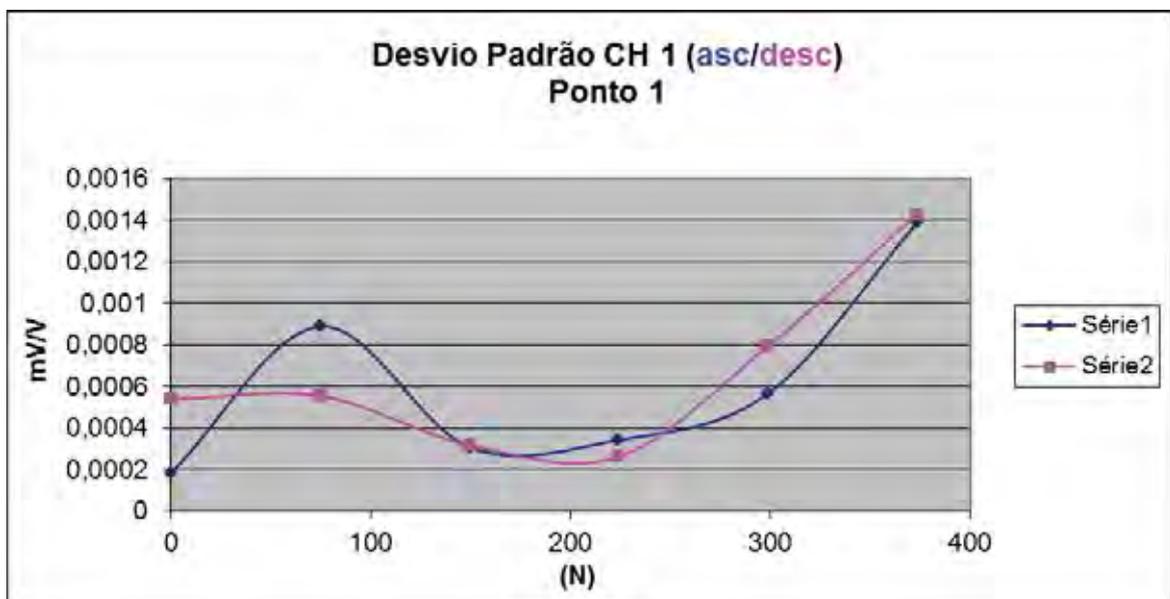


Figura 23: Desvio Padrão medido no canal 1 com cargas aplicadas no ponto 1.

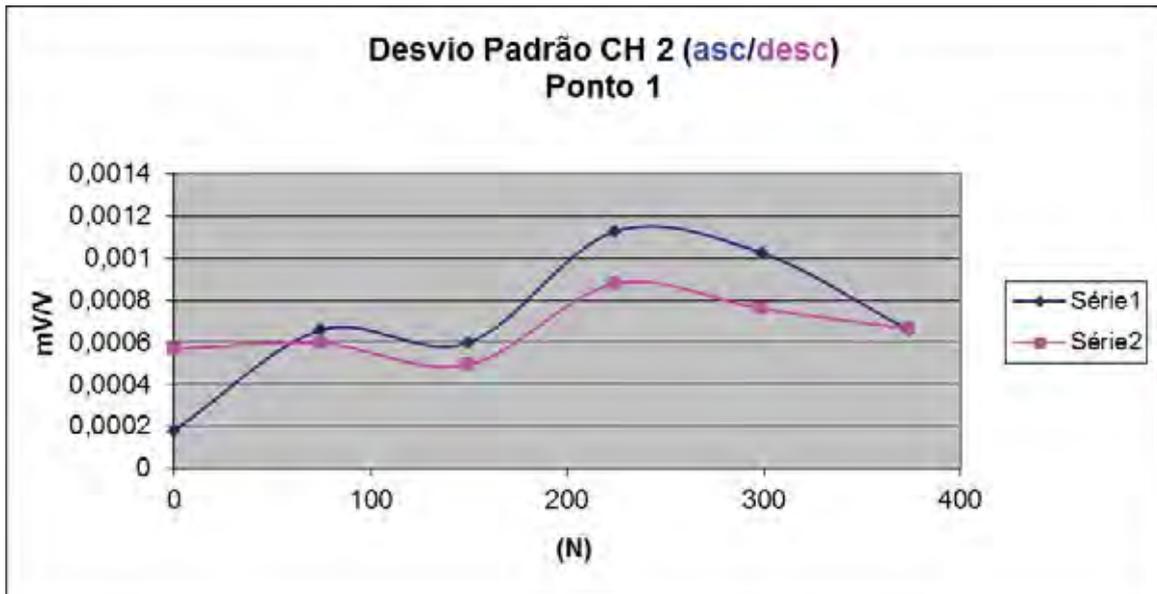


Figura 24: Desvio Padrão medido no canal 2 com cargas aplicadas no ponto 1.

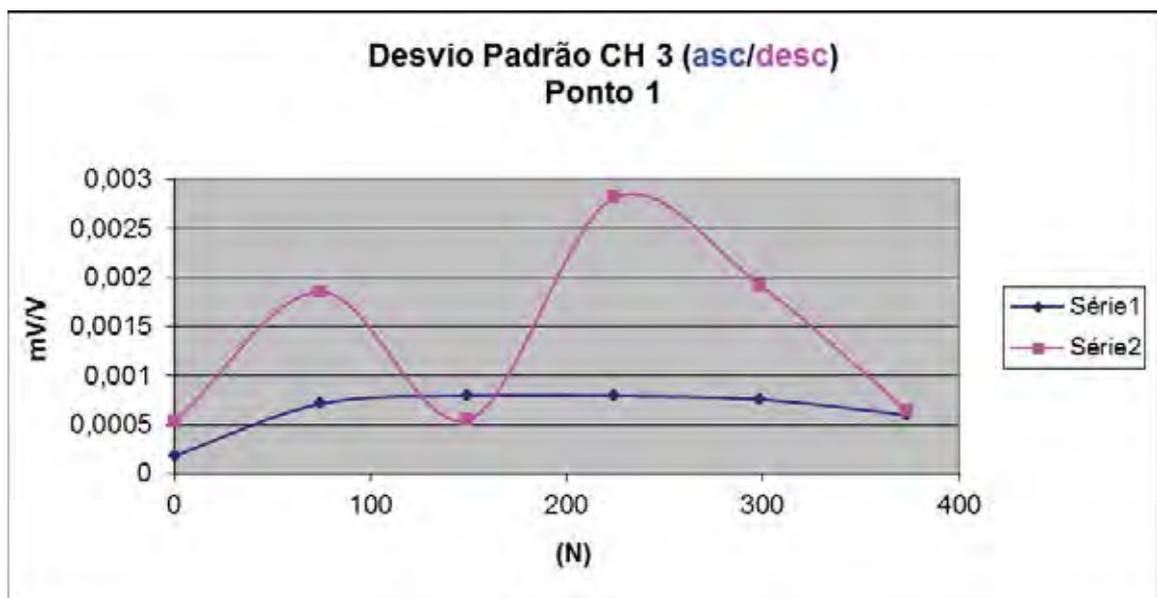


Figura 25: Desvio Padrão medido no canal 3 com cargas aplicadas no ponto 1.

O erro máximo percentual (Emp) devido ao deslocamento de carga do centro da plataforma foi obtido; com máximo desvio padrão registrado ($Dpmax$) referente a carga aplicada ($Yreal$), de acordo com as curvas de calibração obtidas em cada canal (CH0, CH1, CH2 e CH3).

Através dos valores encontrados nas curvas de calibração, foi possível avaliar os erros máximos (EmY) a serem registrados nos experimentos em cada canal; sendo que $Xmed$ indica

os valores lidos em mV/V e “a” e “b” são coeficientes de equações de reta encontrados na calibração, da figura 14 a 21.

$$EmY=(Dpmax/Ymed)*100(\%) \quad (1)$$

A tabela 2 apresenta o desvio padrão máximo (Dpmax), os valores medidos (Ymed) e o erro máximo (EmY) para cada canal, da figura 12.

Tabela 2: Erro máximo registrado nos quatro canais.

	CH0			CH1			CH2			CH3		
	Dpmax (mV/V)	Ymed (N)	EmY (%)									
1	0,004883	298,76	0,75	0,00329	74,7	2,43	0,00112	224,1	0,23	0,00792	149,6	2,53
2	0,006123	373,6	0,75	0,00338	298,8	0,53	0,006458	373,6	0,79	0,002979	298,8	0,46
3	0,001766	298,8	0,27	0,009771	373,6	1,22	0,004421	373,6	0,54	0,006419	373,6	0,78
4	0,001363	373,6	0,17	0,000962	373,6	0,12	0,001119	74,7	0,73	0,001544	373,6	0,18

As referências foram determinadas através da plataforma, cujos locais para aplicação da carga foram os pontos P1, P2, P3 e P4; conforme mostra a figura 26.

Os voluntários fizeram a entrada na plataforma posicionando o pé de apoio na plataforma, localizado no ponto3 e saíram no ponto1, entre os canais 0 e 1. Lx e Ly significam as dimensões da plataforma, que foi construída em 500 x 500mm.

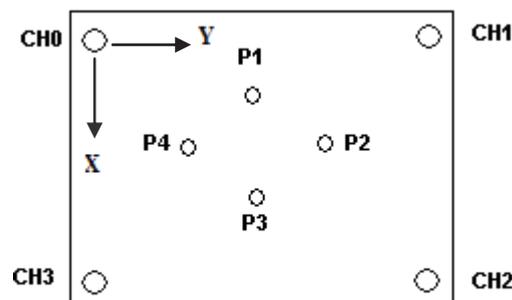


Figura 26: Localização do posicionamento dos canais na plataforma.

Os deslocamentos nos eixos X e Y do COP foram encontrados de acordo com as equações (2) e (3), respectivamente.

Equação referente ao eixo X

$$\left. \begin{array}{l} \text{CH3} + \text{CH2} = \text{X32} \\ \text{CH0} + \text{CH1} = \text{X01} \end{array} \right\} X = (\text{X32} / (\text{X32} + \text{X01})) * 500 \text{ mm} \quad (2)$$

Equação referente ao eixo Y

$$\left. \begin{array}{l} \text{CH3} + \text{CH0} = \text{Y30} \\ \text{CH2} + \text{CH1} = \text{Y21} \end{array} \right\} Y = (\text{Y21} / (\text{Y30} + \text{Y21})) * 500 \text{ mm} \quad (3)$$

3.2.3.2 Calibração do acelerômetro

Um acelerômetro do tipo capacitivo, figura 27, da marca SILICON DESIGNS, INC., modelo: 2210-025, faixa 0 a 25G, frequência 0-1.000Hz, sensibilidade em modo diferencial 160mV/G, em modo single-ended 80mV/G, tensão de saída 2,5V, foi utilizado para mensuração de aceleração e desaceleração do pé dominante.



Figura 27: Acelerômetro utilizado na pesquisa.
Fonte: Manual SILICON DESIGNS, INC. Modelo 2210.

Para a calibração do acelerômetro foi utilizado um excitador padrão com frequência de 152,9Hz que apresenta um nível de aceleração de 9,81m/s² (+1g), Sound e Vibration Measuring Instruments. A verificação foi realizada com um osciloscópio Tektronix de 60Mhz, figura 28.

Verificou-se no Osciloscópio uma perfeita onda senoidal com frequência de 159,2Hz, indicando que o acelerômetro respondia perfeitamente a excitação a qual foi submetido. A

tensão máxima indicada pelo osciloscópio foi de + 2,8V indicando +3g (segundo o fabricante). A tensão mínima indicada pelo osciloscópio foi de +2.48V, indicando -1g (segundo o fabricante). A tensão média é de +2,64V, indicando +1g (segundo o fabricante). O que significa que o acelerômetro foi capaz de responder a aceleração a qual foi submetida também com perfeição. Além disso, confirmou-se que os dados fornecidos pelo fabricante corresponderam com os dados obtidos experimentalmente com o calibrador.

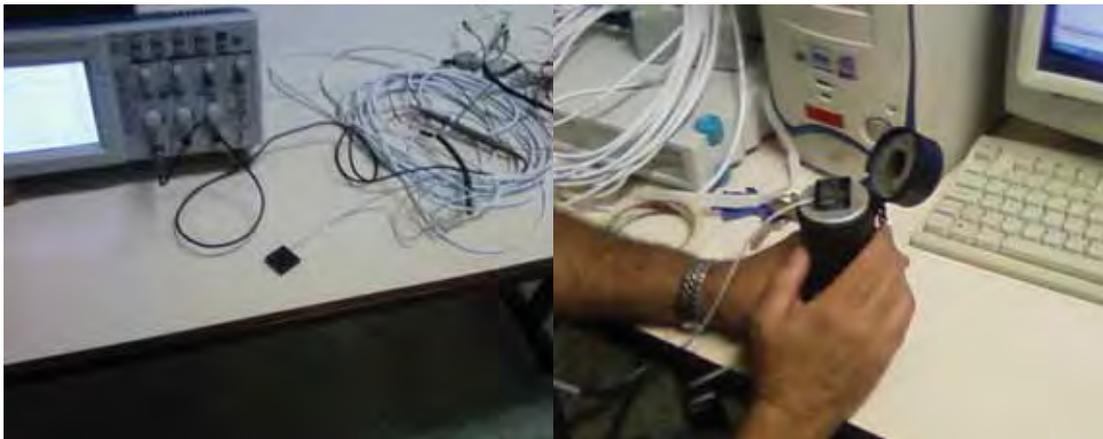


Figura 28: Calibração do acelerômetro, utilizando Osciloscópio da marca Tektronix 60 Mhz

3.2.3.3 Calibração cinemática 2D

Nesta pesquisa, foi utilizada uma câmera, Casio Exilim modelo EX FH-20, com frequência de captação de imagem de 210 Hz. Por se tratar de um movimento de alta velocidade, como o chute, em que as análises são feitas em milissegundos de movimento, utilizou-se o modo de filmagem HS (high speed) com resolução de 480 x 360 pixels, horizontal e vertical, respectivamente .

Para a calibração de imagens, foi utilizado gabarito de uma barra rígida de alumínio com comprimento de 1m, para contrastar com os objetos de fundo da imagem. Depois de determinado a dimensão do gabarito, foi feita uma filmagem estabelecendo seu posicionamento na posição vertical. Assim, pôde-se ter uma relação entre a quantidade de pixels contidos dentro da região capturada (fig. 29).



Figura 29: Imagem real da calibração realizada na posição vertical.

O coeficiente de transformação (CT) do pixel com a medida real foi 245,17 (pixel / m). A figura 30 mostra como foi coletado o coeficiente de calibração (metro/pixels) para a direção vertical.

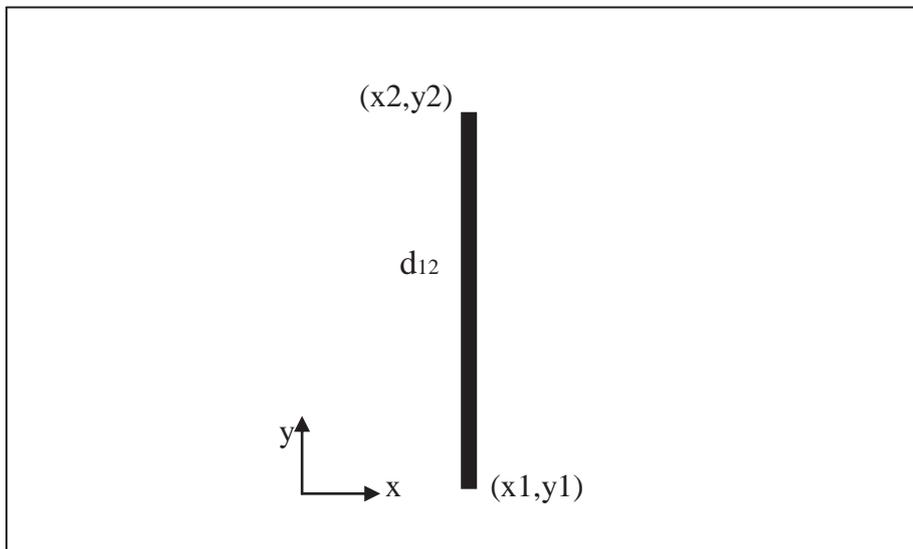


Figura 30: Esquema Representativo para Coleta do Coeficiente de Calibração vertical.

O coeficiente de calibração foi obtido de acordo com a equação (4):

$$d = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2} = 245,17 \text{ pixels} \quad (4)$$

Sabendo que a distância real da barra utilizada de 1,0m. O coeficiente de transferência foi determinado por $CT = 245,17$ (pixel / m).

Nesta pesquisa utilizou-se a cinemetria na obtenção da velocidade da bola e através de equações matemáticas conseguimos obter a velocidade do pé no contato com a bola.

O método adotado para análise da velocidade da bola foi a cinemetria, através das imagens, o nº de quadros foi determinado através do instante do 1º contato do pé com a bola até o momento em que a bola perdeu contato do pé do executante (± 8 quadros definidos pelo Kinovea®). Este método é de fácil aplicação, e é utilizado também em outras modalidades esportivas.

A velocidade da bola foi definida de acordo com a equação (5):

$$V \text{ (bola)} = \frac{d_{1,2}}{n^\circ \text{ quadros} * \Delta t} \quad \therefore \Delta t = 0,005s \quad (5)$$

3.2.3.4 Calibração do sensor de impacto

A calibração do sensor de impacto “Flexiforce” da marca TEKSCAN®, do tipo capacitivo foi realizado conectando-se para um circuito eletrônico apresentado na figura 13. O sinal de saída foi enviado a um condicionador Spider 8®, da marca HBM

A figura 31 apresenta o sistema integrado do sensor de impacto conectado a um circuito elétrico de sinais, do acelerômetro conectado a uma fonte de alimentação simétrica de 5 a 12 V (\pm), e da plataforma de força conectada ao spider8®, através de quatro canais (0,1,2,3).



Figura 31: Imagem da calibração do sensor de impacto e do acelerômetro conectados ao Spider 8 (Local: Laboratório de Biomecânica FEG/UNESP).

O CKT amplificador elaborado para esta pesquisa foi exatamente o mesmo circuito recomendado pelo fabricante do sensor de pressão. As únicas diferenças foram o amplificador operacional utilizado, ao invés de usar o MCP 6001, foi utilizado o LM308; a alimentação também mudou, ao invés de utilizar a referência terra (GND) foi usado -5V. Este circuito foi válido tanto para o sensor de pressão quanto para o acelerômetro. Para a pesquisa montou-se um circuito elétrico com o objetivo de transferir os valores do sensor para o Spider 8®, ou seja, um amplificador de sinal (de origem mecânica para elétrica) com o intuito de realizar a leitura no programa específico, a figura 32 mostra este circuito.

De acordo com o fabricante, o circuito deve possuir: - 5V de excitação; e um amplificador operacional invertido para produzir uma saída analógica baseada na resistência do sensor e uma referência de resistência fixada (R_f). Um conversor analógico-digital pode ser usado para modificar esta voltagem da saída digital. Neste circuito, a sensibilidade do sensor poderia ser ajustada modificando a resistência de referência (R_f) e/ou controlando a voltagem (VT); uma resistência de referência baixa e/ou de voltagem controlada tornariam o sensor menos sensível, e aumentariam a escala da força ativa.

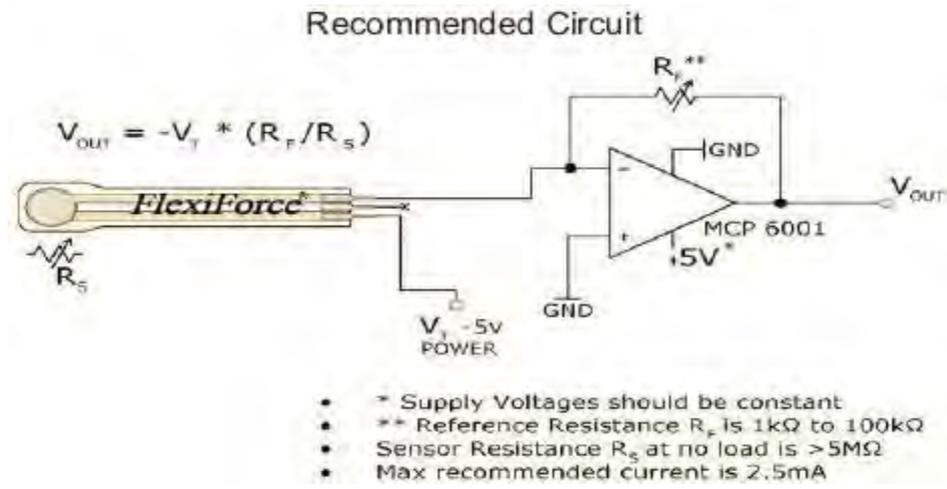


Figura 32: Circuito eletrônico demonstrando a funcionalidade do sensor de impacto.
 Fonte: Manual Tekscan FlexiForce® Modelo A201 – 100.

Esta pesquisa em sua fase preliminar teve como foco o impacto do pé com a bola, utilizando um sensor de impacto com as seguintes características técnicas: Fabricante Tekscan, modelo do sensor A201- 100 FlexiForce® com capacidade de impacto de até 100lbs ou aproximadamente 440 N.

Os canais determinados para o sensor de impacto foram eliminados posteriormente devido a erros ocorridos na coleta e captação dos resultados.

O problema detectado foi em relação ao diâmetro do sensor (10 mm), que dificultou a captação real e segura do impacto. Na fase de calibração, o procedimento ocorreu de maneira satisfatória; mostrado na figura 33, uma vez que, a guia cilíndrica utilizada para atingir o ponto exato, com a carga sobreposta concentrou-se na área sensível do sensor, de 9 mm; no caso específico da bola, não poderia encostar na borda do sensor, e durante a fase de ensaio piloto uma adaptação foi colocada no sensor para focalizar a bola com maior precisão no contato com a área de captação do sinal do sensor, porém não ocorreram os resultados esperados e confiáveis. Esta parte da pesquisa foi descartada, e pesquisas posteriores poderão ser realizadas com sensores mais adequados para um teste dinâmico.



Figura 33: Calibração do sensor de impacto com carga concentrada numa guia cilíndrica.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Conforme os procedimentos experimentais referidos no capítulo 3, os seguintes parâmetros biomecânicos foram registrados; ângulo de joelho da perna de apoio, velocidade da bola, aceleração tibial da perna de chute, força vertical da perna de apoio e respectivo COP.

4.1 RESULTADOS DOS ÂNGULOS (°) DO JOELHO DA PERNA DE APOIO EM DOIS MOMENTOS DISTINTOS DA ANÁLISE

Um ângulo de bastante importância quando se realiza um chute é o do joelho.

Segundo Fraccaroli (1981), para que o chute adquira maior potência, deve-se aumentar o raio do segmento através de uma extensão de joelho do membro de ataque. Quando se trata de estudos sobre o ângulo do joelho no chute, grande parte trata do membro de chute, com poucas pesquisas sobre o membro de apoio.

Uma característica fundamental do gesto motor eficiente é a inversão de ângulo para perna de apoio e de chute. Observa-se que a tendência é de que o ângulo da perna de apoio diminua e o ângulo da perna de chute aumente, conforme ocorra a progressão do movimento, partindo da posição inicial até a posição final. Este comportamento gestual ocorreu com todos os voluntários numa análise sob o plano sagital.

Num estudo conduzido por Levanon e Dapena (1998) encontraram o valor máximo de flexão do joelho de $113 \pm 9^\circ$ para o chute com o dorso do pé do membro de ataque. Valores negativos representaram flexão de joelho, obtidos através de cálculos realizados de acordo com a rotação ocorrida do segmento proximal em relação ao segmento distal.

Teixeira (2007) numa pesquisa com 3 sujeitos de diferentes categorias do futebol, com idades de 10, 15 e 19 anos, denominados respectivamente de: (S1), (S2) e (S3), os seguintes ângulos de flexão máxima do joelho: $89,97 \pm 1,97^\circ$ para o S1; $98,85 \pm 3,01^\circ$ para o S2 e $102,73 \pm 2,76^\circ$ para o S3, estes valores mostram-se similares à estudos realizados, que ao analisar sujeitos do sexo feminino encontrou valores de aproximadamente 95° de flexão máxima da perna de chute (LESS, 2001 apud TEIXEIRA, 2007).

De acordo com a literatura pesquisada, o ângulo do joelho é definido como o ângulo relativo entre a coxa (representada pelo segmento de reta formado pelos pontos anatômicos de referência do trocânter maior e do epicôndilo lateral direito) e a perna (representada pelo

segmento de reta formado pelos pontos anatômicos de referência do epicôndilo lateral e do maléolo lateral direito.

Ismail *et al.* (2010) numa análise da perna de chute (direita), obtiveram resultados de 141° resultantes do ângulo de aproximação, no momento em que o pé encostou na bola. Os resultados para o ângulo inicial de flexão do joelho foram em torno de 39° a 45° , sendo o de 45° crucial para uma aproximação eficiente do pé e ajuste do corpo até encostar na bola.

Neste trabalho, com o objetivo de associar o controle motor de chute, os ângulos de joelho foram registrados para a perna de apoio.

A posição inicial foi considerada a fase referente ao momento em que o calcanhar tocou pela 1ª vez a plataforma, sendo considerado como ângulo inicial $159,36^\circ \pm 3,74$ DP, para voluntários A,B,C,D.

Houve pequena variação quanto aos resultados para a flexão do joelho nas 3 posições determinadas e uma análise inter- voluntários neste caso foi possível ser realizada.

Através dos gráficos de flexão do ângulo do joelho observou-se um comportamento semelhante dos voluntários, mantendo um padrão de desenvolvimento do movimento dentro do esperado, segundo Wickstrom (1975) relacionado às fases do chute, ocorre uma inversão de ângulo do joelho em relação à perna de chute e à perna de apoio.

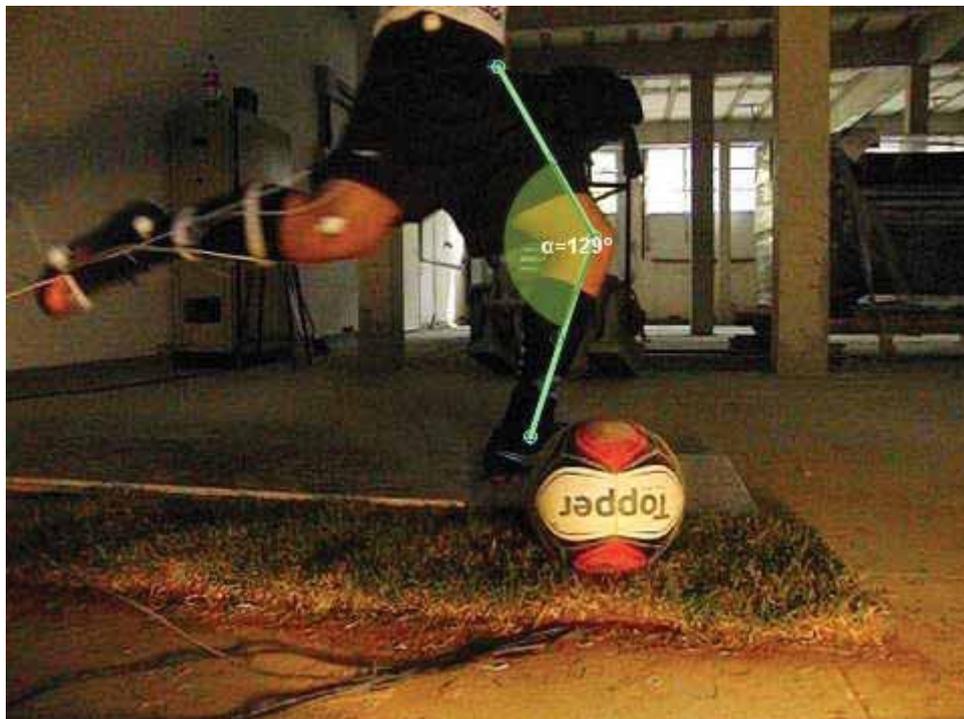


Figura 34: Definição do ângulo articular do joelho da perna de apoio.

Os quadros a seguir representam os valores em ($^{\circ}$) encontrados para o membro esquerdo, ou de suporte. Estão divididos por fase, sendo definidos neste estudo 2 fases, para cada chute dos voluntários. A posição inicial (0) é quando o calcanhar do pé de apoio toca na plataforma; a 1ª posição é quando o pé de apoio está apoiado completamente na plataforma; e a 2ª é quando a bola perde contato do pé de chute.

As tabelas 3, 4, 5, 6 mostram os resultados obtidos do ângulo de flexão de joelho de cada voluntário.

Tabela 3: Dados dos ângulos de flexão do joelho em 3 momentos do voluntário A.

<i>Posição 0</i>	<i>1ª posição</i>	<i>2ª posição</i>
165°	138°	137°
164°	143°	139°
158°	136°	132°
Média: 162,3°	Média: 139°	Média: 136°
DP: ± 3,785939	DP: ± 3,6054	DP: ± 3,605551

Tabela 4: Dados dos ângulos de flexão do joelho em 3 momentos do voluntário B.

<i>Posição 0</i>	<i>1ª posição</i>	<i>2ª posição</i>
160°	136°	127°
152°	129°	125°
Média: 156,65°	Média: 132,5°	Média: 126°
DP: ± 156	DP: ± 4,95	DP: ± 1,41

Tabela 5: Dados dos ângulos de flexão do joelho em 3 momentos do voluntário C.

<i>Posição 0</i>	<i>1ª posição</i>	<i>2ª posição</i>
160°	143°	139°
160°	142°	140°
154°	138°	137°
Média: 158°	Média: 141°	Média: 138,66°
DP: ± 3,464	DP: ± 2,645	DP: ± 1,527

Tabela 6: Dados dos ângulos de flexão do joelho em 3 momentos do voluntário D.

<i>Posição 0</i>	<i>1ª posição</i>	<i>2ª posição</i>
160°	141°	132°
160°	137°	124°
160°	145°	142°
Média: 160°	Média: 141°	Média: 132,66°
DP: ± 0	DP: ± 4	DP: ± 9,01

4.2 RESULTADOS DA VELOCIDADE ALCANÇADA PELA BOLA

Sobre a velocidade da bola é importante ressaltar que a tendência é de jogadores das categorias de base apresentarem resultados inferiores quando comparados com jogadores profissionais. Este fato deve-se também à influência do desenvolvimento da força muscular de membros inferiores.

Encontra-se na literatura que a velocidade média da bola para jogadores adultos está entre 20 a 30 m/s (ISOKAWA e LEES, 1998).

Segundo Levanon e Dapena (1998), a velocidade da bola após o impacto é menor no chute com a parte medial do pé (22.5 ± 1.8 m/s) do que o chute com o dorso do pé (28.6 ± 2.2 m/s). A velocidade do pé imediatamente antes do impacto com a bola foi menor no chute com a parte medial do pé (18.3 ± 1.8 m/s) se comparado com o chute com o dorso do pé (21.6 ± 2.0 m/s).

Dörge *et al.* (2002) examinaram a velocidade relativa da bola no chute de força máxima com o dorso do pé com o membro preferido e não preferido e relacionaram a velocidade da bola com as diferenças biomecânicas observadas durante os chutes. Participaram sete jogadores que chutaram com força máxima imitando um pênalti, tentando acertar um alvo de 1 m^2 posicionado a 4 metros de distância da bola. Os participantes foram marcados nas articulações dos membros inferiores, sendo realizado posteriormente uma análise 2D com extrapolação dos pontos. A velocidade da bola foi determinada nos dez primeiros quadros após a bola ter deixado o pé. Encontraram que a velocidade da bola foi maior para o membro dominante (18.6 m/s) do que para o não dominante (17.0 m/s), sendo isto causado pelas diferenças na velocidade do pé e na mecânica de colisão dos membros dominante e não dominante. De acordo com Luhtanen (1994) o chute com o dorso do pé de amadores atinge velocidades entre 17 a 28 m/s. O chute de jogadores profissionais fica entre 32 a 35 m/s. Estas

diferenças aparecem porque os atletas profissionais conseguem maximizar a velocidade angular da coxa e da perna.

Desio *et al.* (2005) *apud* Lima Jr (2007) investigaram o desempenho de dois jogadores italianos profissionais numa simulação de pênalti no futebol de campo. Os jogadores chutaram uma bola oficial em direção de cinco alvos, dispostos horizontalmente numa altura de 1,7 m. Um alvo foi posicionado no centro do gol e os outros ficavam distantes lateralmente 1,46 m e 2,92 m para a direita e para esquerda. Os voluntários eram instruídos a chutar a bola da marca do pênalti em direção a um dos cinco alvos escolhidos aleatoriamente pelo experimentador. Todas as tentativas foram filmadas em vista lateral e posterior e em seguida as imagens foram analisadas quadro a quadro para a investigação da precisão e velocidade da bola. O valor médio de velocidade da bola foi de $20,8 \text{ m/s} \pm 2,19 \text{ m/s}$, não havendo diferença significativa entre os alvos. Verificou-se a velocidade da bola nos chutes, em que a prioridade era os alvos (precisão), constatando que foi menor que o valor médio de velocidade da bola ($31,94 \text{ m/s}$) encontrado nas cobranças de pênalti da Copa do Mundo de 2002.

Lees e Nolan (1998) observaram que quando solicitados a executar um chute de precisão, os jogadores de futebol tendem a impor à bola velocidades que variam entre $18,1 \text{ m/s}$ a $20,4 \text{ m/s}$; e quando solicitados a executar um chute de potência esta velocidade sobe para faixa entre $24,3$ a $26,6 \text{ m/s}$.

Odik *et al.* (1993) *apud* Kellis e Katis (2007) defenderam que um chute eficaz depende de como ou quão mais rápido é a aproximação do jogador à bola; neste estudo, encontraram que quando os jogadores são instruídos a chutar com o dorso do pé e com sua própria velocidade de aproximação, os chutes mais rápidos foram mais eficazes. Em contrapartida, se os jogadores são instruídos a chutar a bola com a máxima velocidade, então a mais alta velocidade se transforma no chute menos eficaz. Mediante os resultados apresentados, concluíram que existe uma alta correlação entre velocidade de aproximação e força de impacto do pé com a bola.

Rodano e Tavana (1993) investigaram o chute com a parte medial do pé em jogadores profissionais italianos. Participaram deste estudo dez atletas do AC Milan Football Club. Após uma fase de aquecimento, os jogadores realizaram cinco chutes precedidos por apenas duas passadas na corrida de aproximação. Os resultados mostraram que a velocidade da bola variou entre $22,3 \text{ m/s}$ e $30,0 \text{ m/s}$. Os maiores valores de velocidade da bola ($28,8 \text{ m/s}$ e $30,0 \text{ m/s}$) foram nos chutes dos dois jogadores mais fortes fisicamente, segundo a concepção do treinador.

A seguir estão os resultados encontrados para cada avaliado, através de tabela apresentando média e desvio padrão individualizado.

Os resultados encontrados para velocidade da bola estão de acordo com a literatura pesquisada. Através dos gráficos notou-se uma correlação positiva de dados para a velocidade, de acordo com pesquisas anteriores.

Tabela 7: Resultados da velocidade da bola em m/s.

Voluntário	A	B	C	D
1º chute	20,22	20,23	22,33	19,75
2º chute	23	21,94	23,1	24,2
3º chute	22,5	—	23,3	22
Média	21,90	21,08	22,91	21,98
DP	± 1,481936	± 1,209153	± 0,512152	± 2,225047

4.3 RESULTADOS DA ACELERAÇÃO TIBIAL

Os gráficos a seguir representam o comportamento da aceleração tibial durante a fase analisada. O foco de análise foi o evento todo, porém uma observação importante sobre a aceleração (m/s^2) foi a tendência de curva seguida para todos os voluntários. Os dados apresentados estão em quantidade de aceleração gravitacional (g), lembrando que 1 g equivale a $9,8m/s^2$.

Lees e Nolan (1998) citam em seu trabalho que a aceleração do membro inferior se eleva progressivamente até momentos antes de ocorrer o impacto do pé com a bola. Nos estudos de Barfield *et al.* (2002) encontraram em seus resultados a aceleração média de $0,78 m/s^2 \pm 0,07 m/s^2$ para o deslocamento do CM do pé no chute com precisão.

Ocorreram em todos os casos a aceleração positiva no início do movimento, sendo que a partir de sua metade ($\pm 50\%$) uma desaceleração foi notada, fato este que comprova que ao aproximar o pé da bola, a perna de chute encontrou um ponto em que o acelerômetro indicou o valor nulo ou negativo, momento em que a perna quase permanece estática com o pé à frente da bola que equivale a desaceleração da flexão do quadril ficando quase nula e se estendeu até a bola perder contato com o pé.

Este comportamento foi devido ao ajuste motor efetuado, o que caracteriza o chute da pesquisa como sendo de acerto do alvo, e não somente executar com potência. Os chutes analisados requereram velocidade de aproximação aliado à destreza de acerto do alvo. Reflete diretamente também no COP e deslocamento do CM no espaço.

Teixeira (1999) observou o padrão de chute de cinco jogadores habilidosos e concluiu que quanto maior a demanda de precisão, manipulada pela redução da área-alvo, menor a velocidade do chute. Isto comprova a hipótese de desaceleração do segmento inferior, necessário para a otimização da precisão.

De Proft *et al.* (1988) em suas pesquisas verificaram que a desaceleração do membro inferior nos momentos que precedem o chute são causados pela destacada ação dos músculos antagonistas.

Os resultados encontrados foram dentro do esperado para o padrão do movimento. Pesquisas posteriores devem ser feitas agregando acelerômetro tibial e Futebol (chute).

Os gráficos de cada voluntário com o tempo normalizado são apresentados a seguir, sendo o início do tempo normalizado equivalente ao início de contato do pé de apoio com a plataforma e, o fim do tempo normalizado equivalente ao final de contato do pé dominante com a bola (final do chute).

A linha de cor azul é correspondente ao 1º chute, a verde ao 2º chute e a vermelha ao 3º chute.

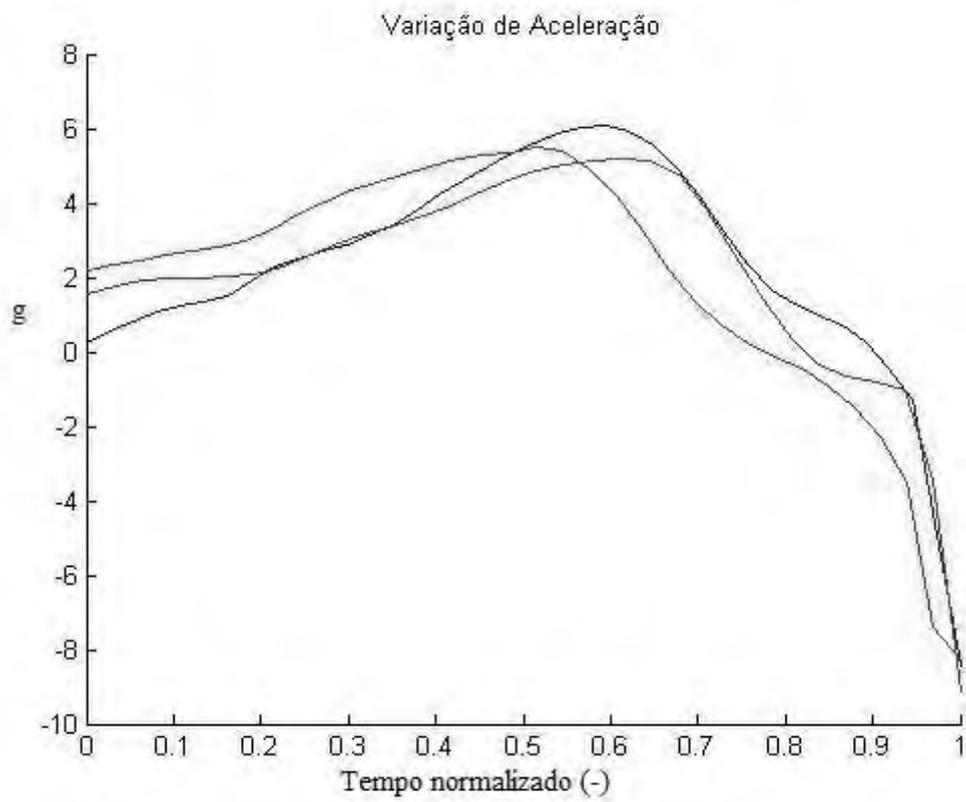


Figura 35: Aceleração tibial em “g” com tempo normalizado do voluntário A para os 3 chutes.

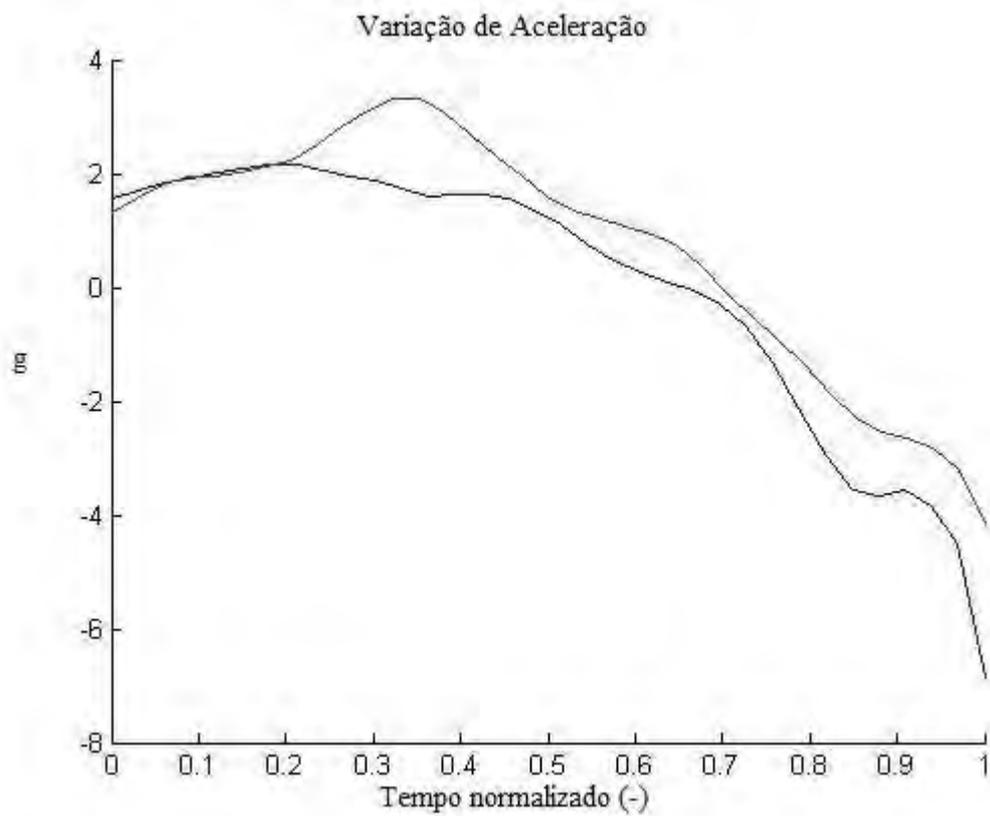


Figura 36: Aceleração tibial em “g” com tempo normalizado do voluntário B para os 2 chutes.

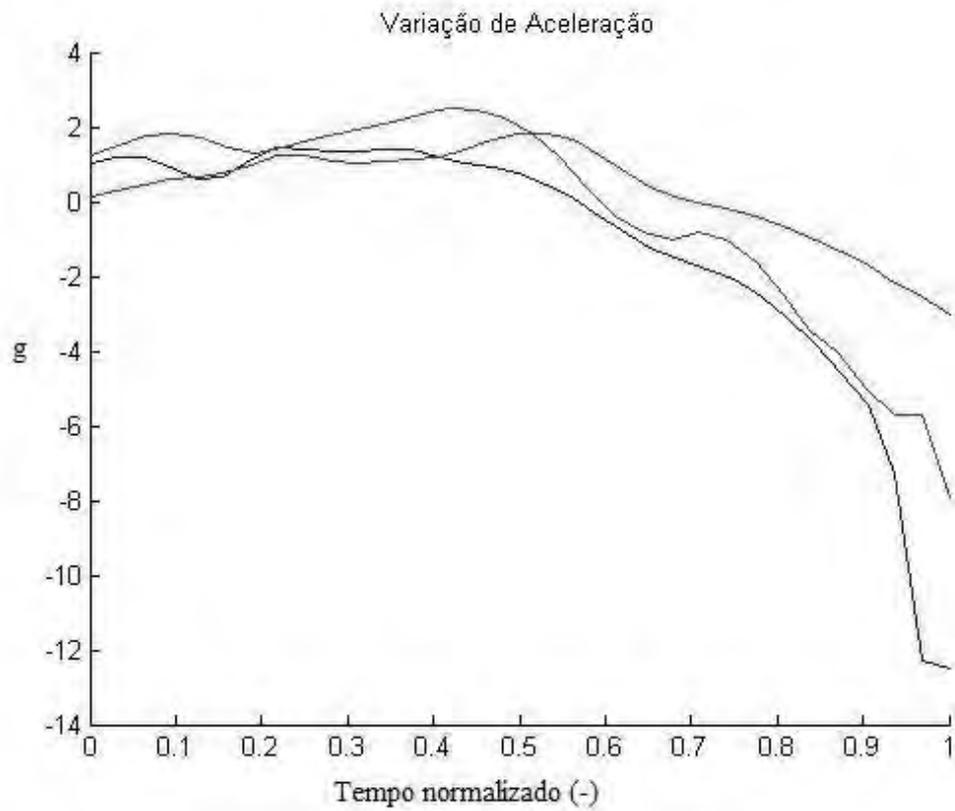


Figura 37: Aceleração tibial em “g” com tempo normalizado do voluntário C para os 3 chutes.

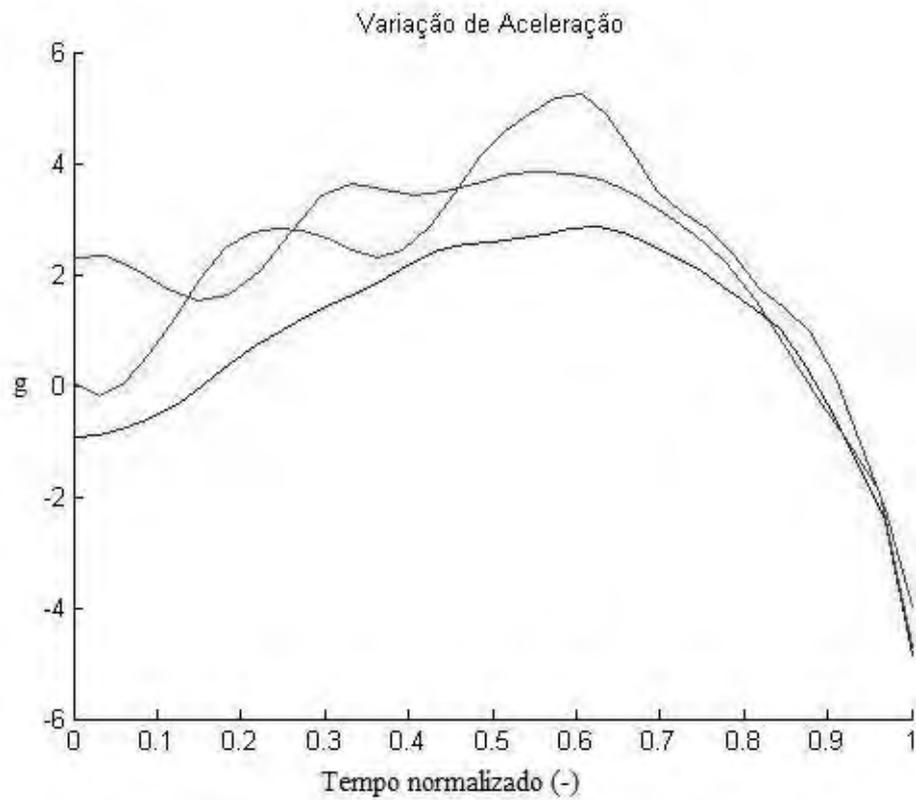


Figura 38: Aceleração tibial em “g” com tempo normalizado do voluntário D para os 3 chutes.

4.4 RESULTADOS DA FORÇA DE REAÇÃO VERTICAL (F_v) DO PÉ DE APOIO

Num estudo elaborado por Gerlach *et al.* (2005) apud Tessutti (2008) sobre corredoras de elite feminina observou-se um pico de F_v de 1,96 PC (peso corporal) para uma velocidade média de corrida de 2,7 a 4,5 m/s, em diferentes pisos.

Kyröläinen *et al.* (2005) encontraram valores de 2,5 PC para o impacto do pé com a plataforma, ou seja no pico de F_v , num estudo sobre os efeitos do treinamento de força na estrutura muscular, após um período de treinamentos específicos.

Segundo Hamill e Knutzen (1999), o componente vertical da força de reação do solo é muito maior em magnitude que os outros componentes, e tem recebido atenção especial dos Biomecânicos. Na caminhada, o componente vertical tem um valor máximo de 1 a 1,2 PC, e na corrida esse valor sobe para 3 a 5 vezes o PC.

Rodano e Tavana (1993) apud Moreira *et al.* (2004) evidenciam a máxima magnitude de força produzida pela perna de apoio no momento de chute é da ordem de 3,2 PC (peso corporal). Atingem-se valores médios de (2,69 PC e 1,24 PC) para as componentes vertical e horizontal da força de reação do solo respectivamente. O valor médio da força de reação, no momento em que o pé bate na bola, é de 2,04 PC.

Asami e Nolte (1983) encontraram valor médio de 1820 N para F_v num estudo feito com 4 jogadores profissionais empregando força no chute, num teste cuja distância da bola até o alvo era de 10m.

Rodano *et al.* (1988) apud Lees e Nolan (1998) encontraram força máxima de reação do solo na direção vertical em torno de 2000 N (ou $1,93 \pm 2,36$ PC). Isokawa e Lees (1998) em seus estudos encontraram valores de 1362 a 1454 N na força máxima de reação do solo produzida num chute com potência.

Os resultados de F_v com relação ao tempo normalizado definido na seção 4.3 encontram-se nas figuras 39 a 42. Este procedimento foi tomado para que a relação tempo (s) tornasse padrão para todos os chutes de cada voluntário. Os gráficos apresentam os valores da F_v de cada voluntário para cada chute executado durante o evento analisado, os valores mais elevados da curva representam o(s) pico(s) atingido(s). A linha de cor azul é correspondente ao 1º chute, a verde ao 2º chute e a vermelha ao 3º chute, para todos voluntários.

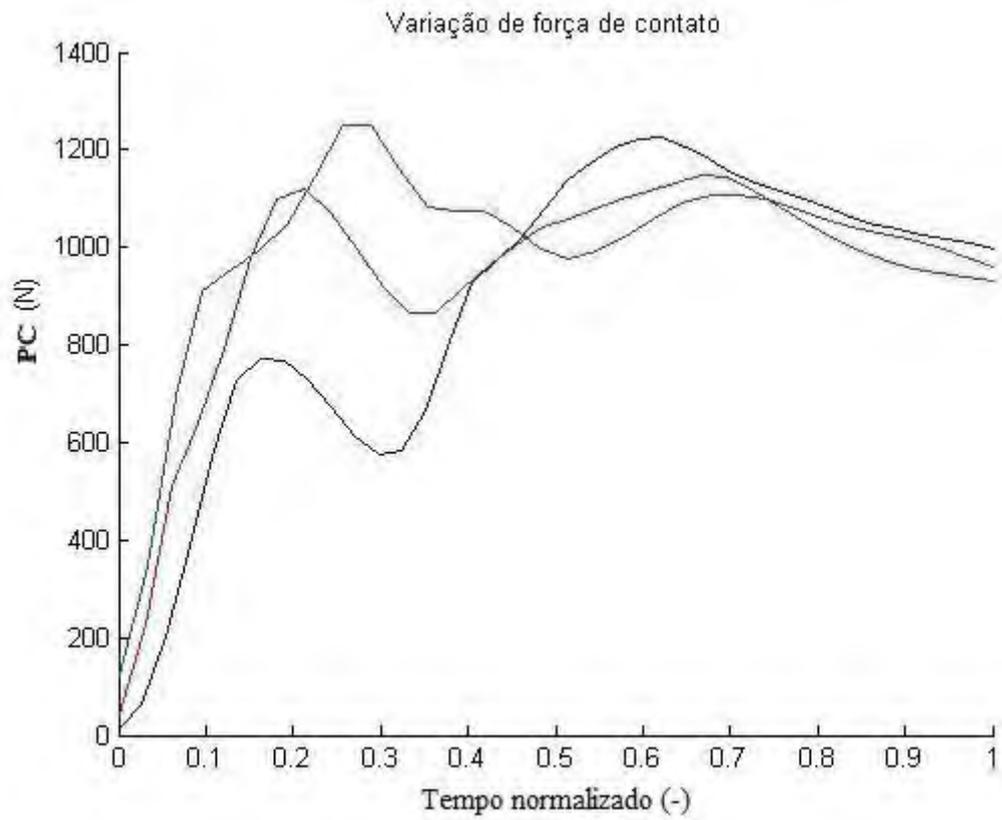


Figura 39: Comportamento da Fv dos chutes do avaliado A.

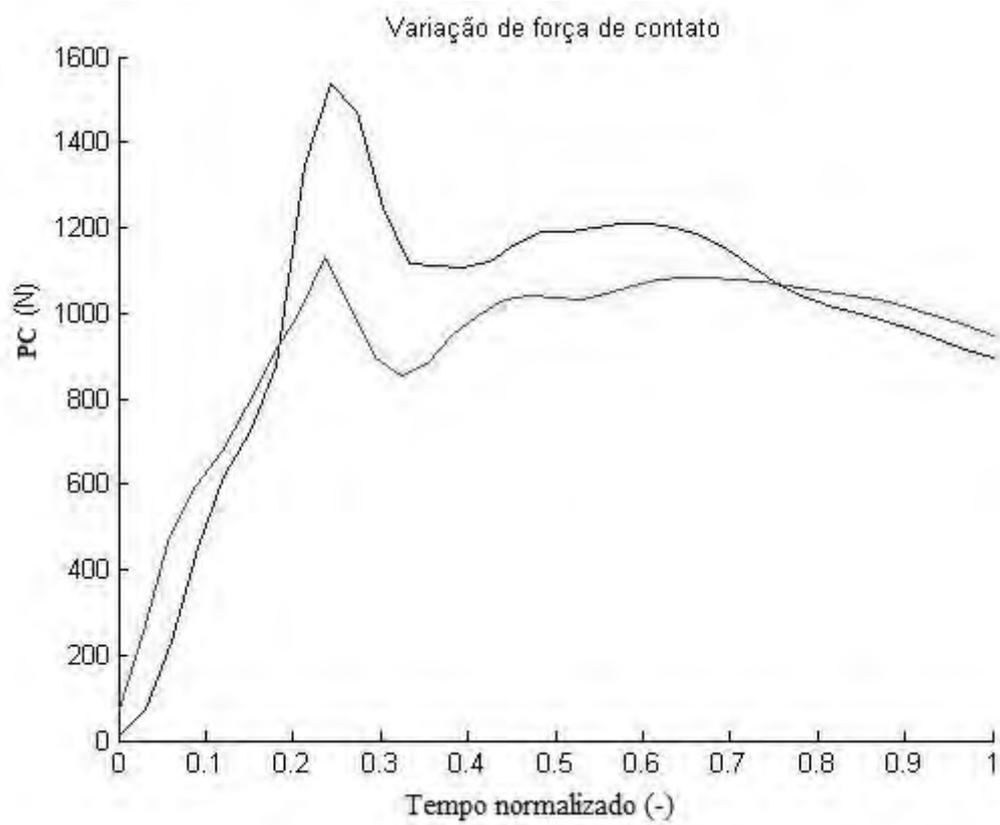


Figura 40: Comportamento da Fv dos chutes do avaliado B.

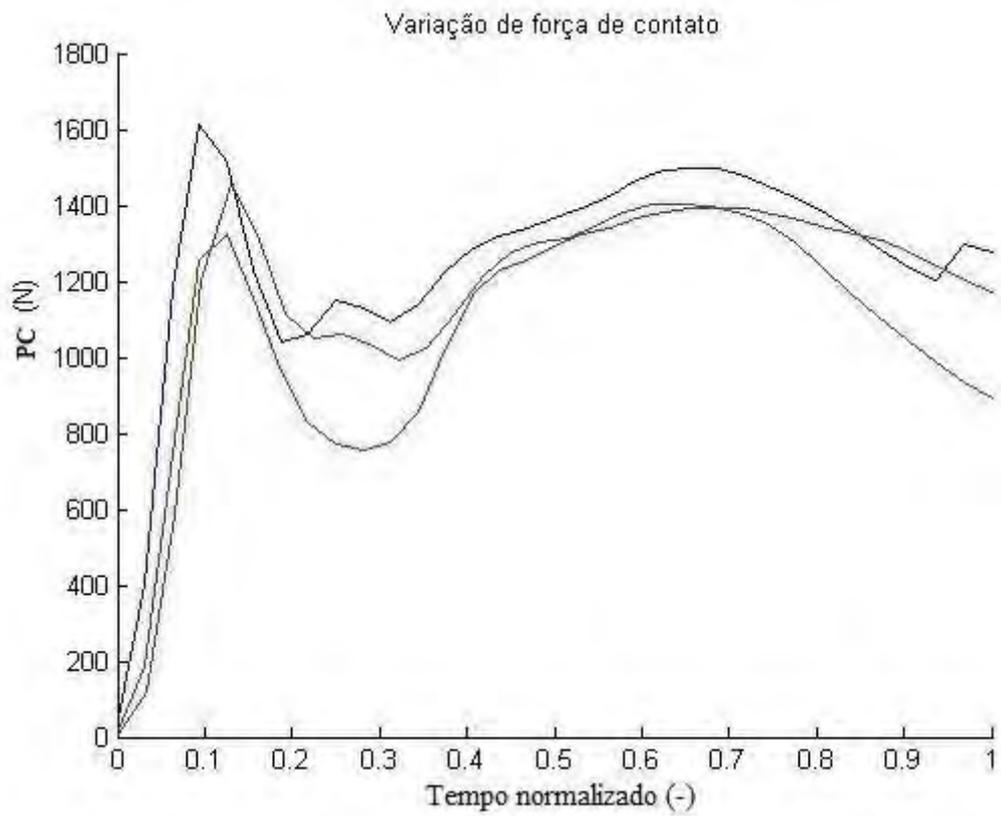


Figura 41: Comportamento da Fv dos chutes do avaliado C.

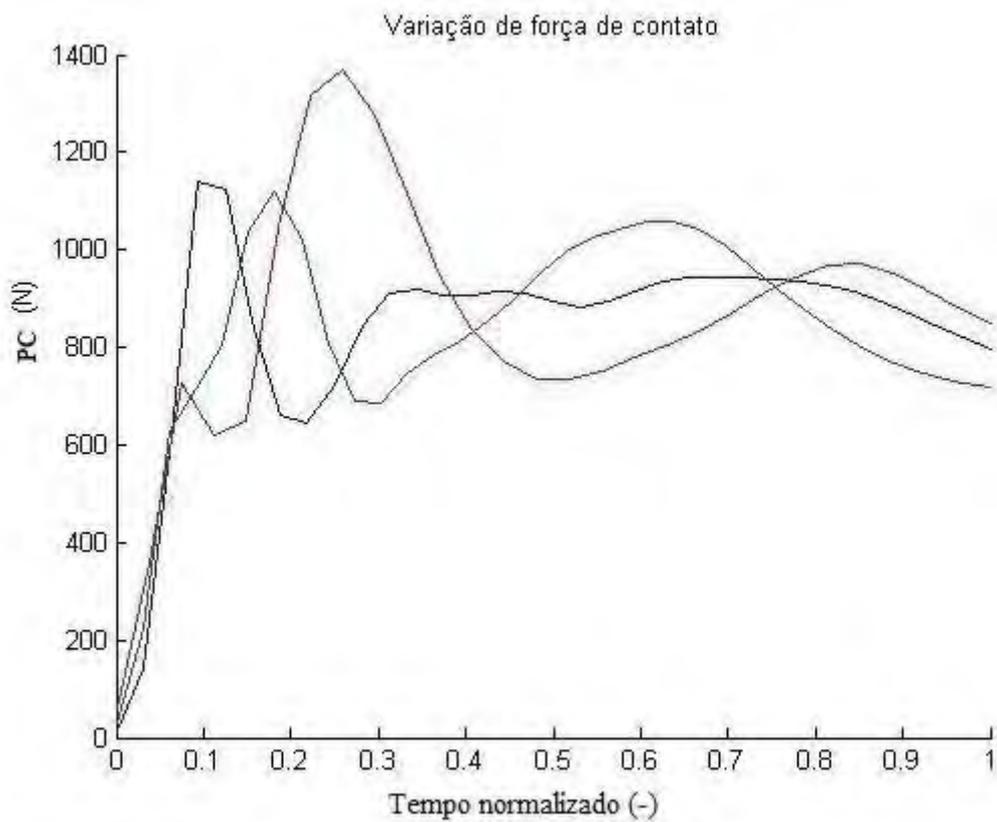


Figura 42: Comportamento da Fv dos chutes do avaliado D.

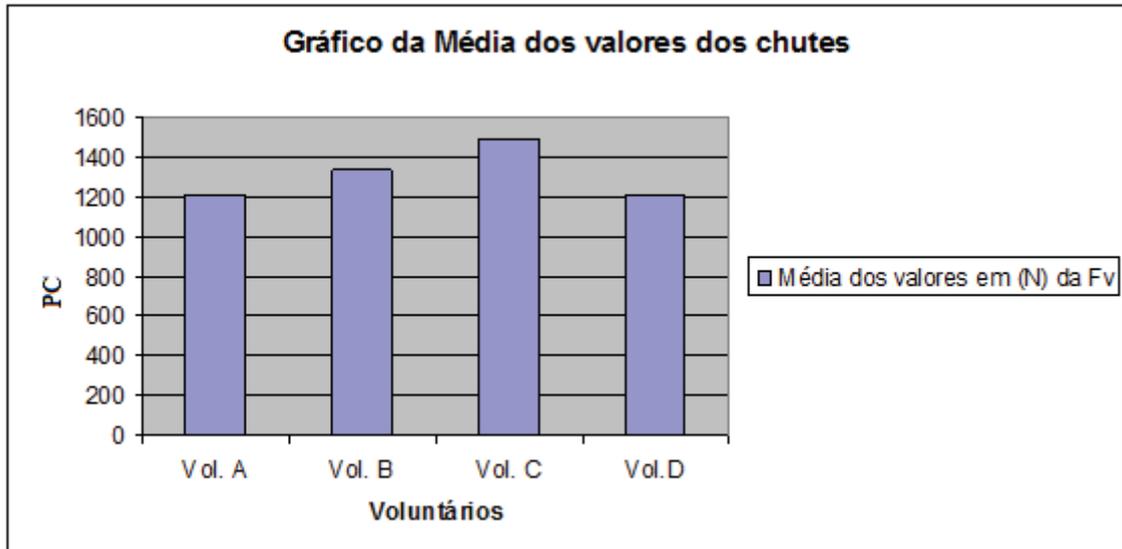


Figura 43: Resultado da Média obtida do Pico da Fv dos chutes de cada voluntário.

A figura 43 apresenta os resultados das médias obtidos das amostras da Fv de cada chute de cada voluntário mostram coerência com a literatura encontrada sobre o assunto, de que em média de Fv está em torno de 2 a 2,4 vezes o PC, para homens.

Observou-se que as amostras apresentaram padrões semelhantes de força de pico, sendo este momento àquele em que o voluntário apoia a carga do corpo sobre a perna de apoio e o membro de ataque (chute) é levado para trás. Esta fase é caracterizada como preparatória na estabilização para a execução do chute; o pé de apoio fica totalmente apoiado na plataforma e o pé de chute realiza a maior flexão do joelho.

4.5 RESULTADOS DO HISTÓRICO E VARIAÇÃO DO COP

A literatura existente na área esportiva trata o COP em artigos ou pesquisas relacionados com a estabilometria ou equilíbrio postural. Diversas pesquisas analisam o COP através de posições estáticas em que o avaliado tem que permanecer por um determinado período de tempo na posição ereta.

Schmidt *et al.* (2003) concluíram que nas oscilações monopodálicas fica evidente a dificuldade em manter a estabilidade lateral em relação à estabilidade ântero- posterior, pois no apoio com apenas um pé, a área de suporte se distribui muito mais ântero- posteriormente do que lateralmente; além da diminuição de toda área de suporte.

Rosa (2010) encontrou em sua pesquisa monopodal durante o movimento de chute futebolístico, sobre a trajetória do COP diferenças da curva média para cada voluntário. Para

as curvas médias do deslocamento do CM de ambos os eixos, encontrou coerência e tendência na análise intra-sujeitos, também nas curvas médias do CM, se opondo às curvas médias da velocidade/aceleração do COP. O autor não conseguiu levantar e descrever correlações de COP e CM. Os resultados de sua pesquisa apresentam ausência de uma tendência de curvas médias do COP inter-sujeitos, não conseguiu estabelecer relações gráficas com as curvas médias do CM, além de impossibilitar a definição das próprias características das curvas do COP dentro das variáveis do TCC (tarefa controlada de chute).

Almeida *et al.* (2009) num estudo sobre COP através de posição estática, verificaram a região do pé sobre a qual estava concentrada a maior sobrecarga. Em sua pesquisa analisaram um grupo com jogadores com menos de 20 anos (n=7) observou-se uma tendência de maior descarga de peso na região de antepé, mediopé e retropé, respectivamente para ambos os pés. Com relação ao tempo de prática, encontraram que os atletas com tempo inferior a 10 anos de prática apresentaram maior pressão plantar em antepé, retropé e mediopé, respectivamente.

Barbieri (2009) observou que durante o chute com o membro dominante há uma tendência em gerar força de impulsão contra o solo com o antepé, para obter velocidade do chute e posicionamento da bola.

Neste trabalho os resultados obtidos do COP são referentes ao histórico e a variação para os eixos médio-lateral (X) e ântero-posterior (Y), figuras 44 a 47. Os dados foram normalizados para os chutes na análise intra-voluntários, e para facilitar a comparação inter-voluntários.

A normalização foi feita através da relação nº do calçado e tamanho do pé em relação às máximas variações de COP na direção AP (ântero-posterior) desde o contato do calcanhar na plataforma até a perda de contato do pé com a bola no tempo normalizado. Os voluntários utilizaram a mesma marca de chuteira, variando somente em relação à numeração do calçado de cada um. Observou-se que valores menores estão correlacionados a pouco deslocamento no eixo Y.

Para obter a normalização de valores máximos de COP (COPn) foi utilizada a equação, mostrada a seguir.

$$\text{COPn} = \frac{\text{valor máximo de COP em AP (cm)}}{\text{comprimento do calçado}} \quad (6)$$

A tabela 8 apresenta valores da relação do número do calçado esportivo e comprimento do pé em cm, segundo o padrão de calçados esportivos nacional, com os respectivos valores de COPn para cada voluntário.

Tabela 8: Máximo valor de COP normalizado com comprimento de calçado para 3 chutes realizados.

Voluntários	Calçado(nº)	Comp. (cm)	Chute 1	Chute 2	Chute 3
A	44	30,6	0,85	0,82	0,95
B	39	26,5	0,62	0,75	—
C	42	29,0	0,86	0,55	0,91
D	42	29,0	0,91	0,98	0,83

As figuras 44 a 47 apresentam as variações de COP na direção médio- lateral (X) e na direção ântero- posterior (Y) com relação ao tempo normalizado e, respectivas variações de X e Y para cada voluntário.

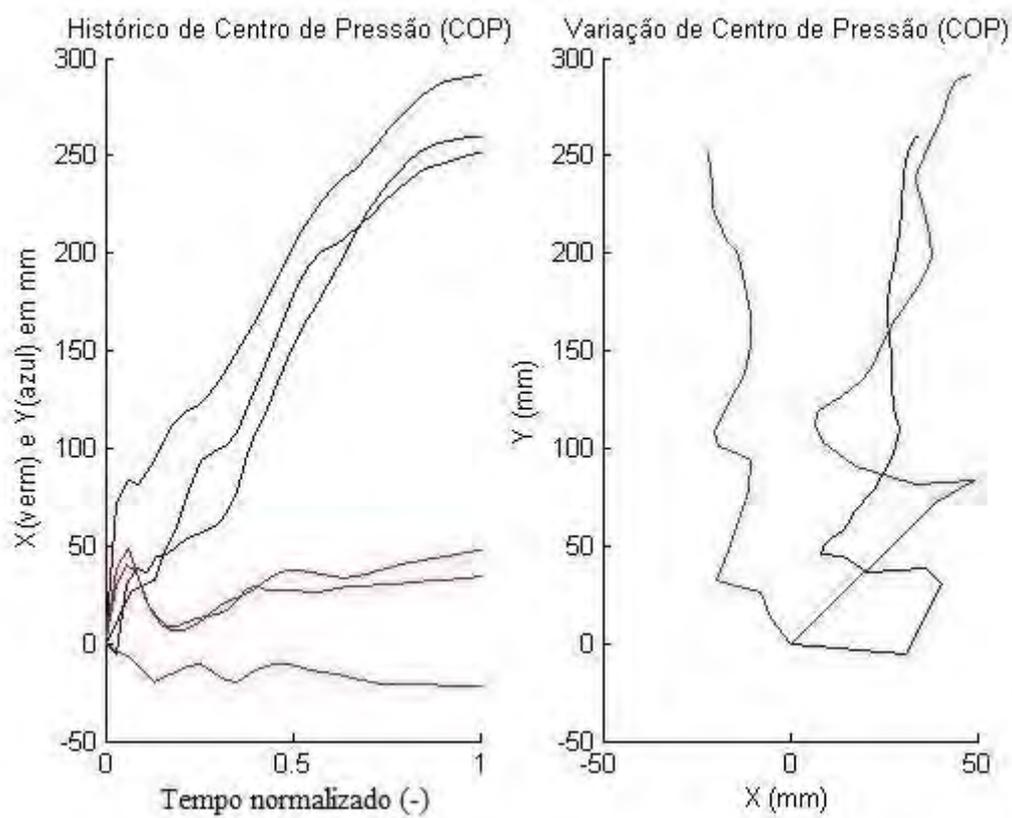


Figura 44: Dados referentes ao COP do voluntário A para 3 chutes.

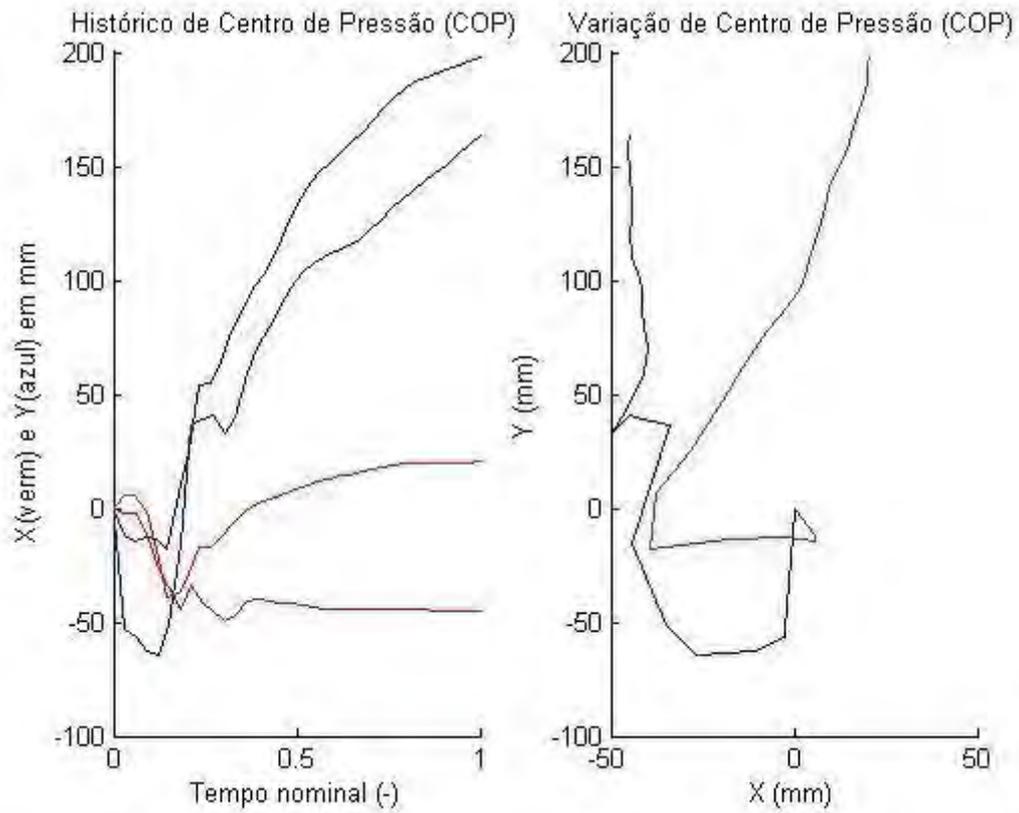


Figura 45: Dados referentes ao COP do voluntário B para 2 chutes.

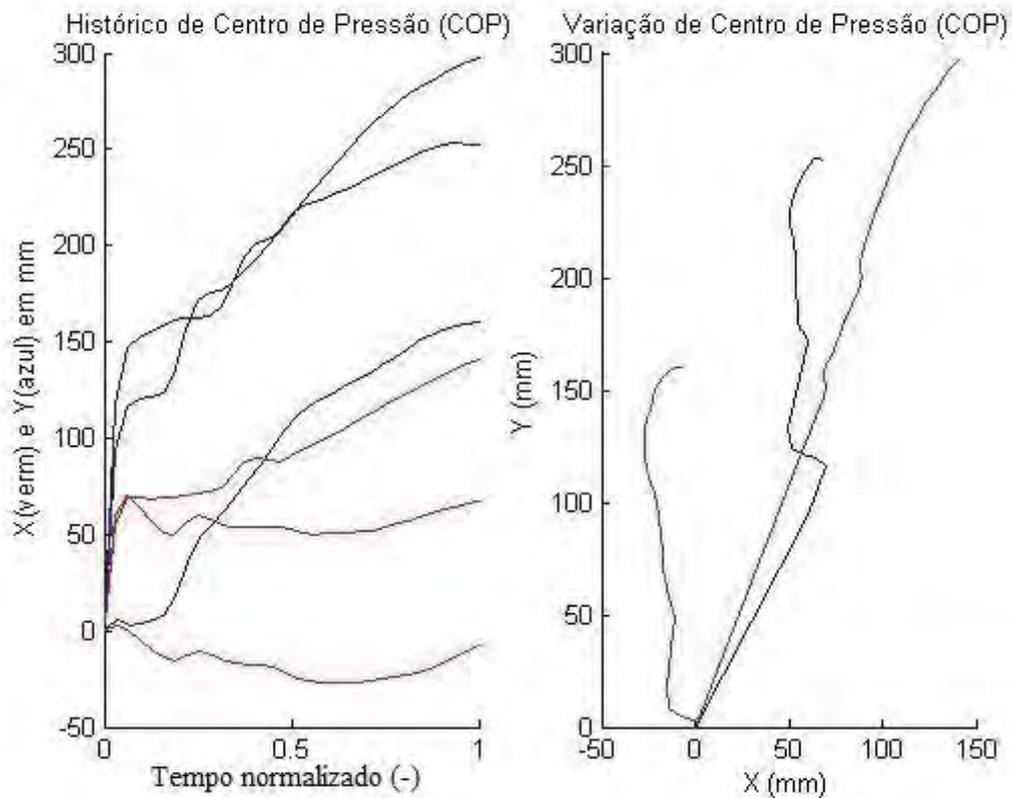


Figura 46: Dados referentes ao COP do voluntário C para 3 chutes.

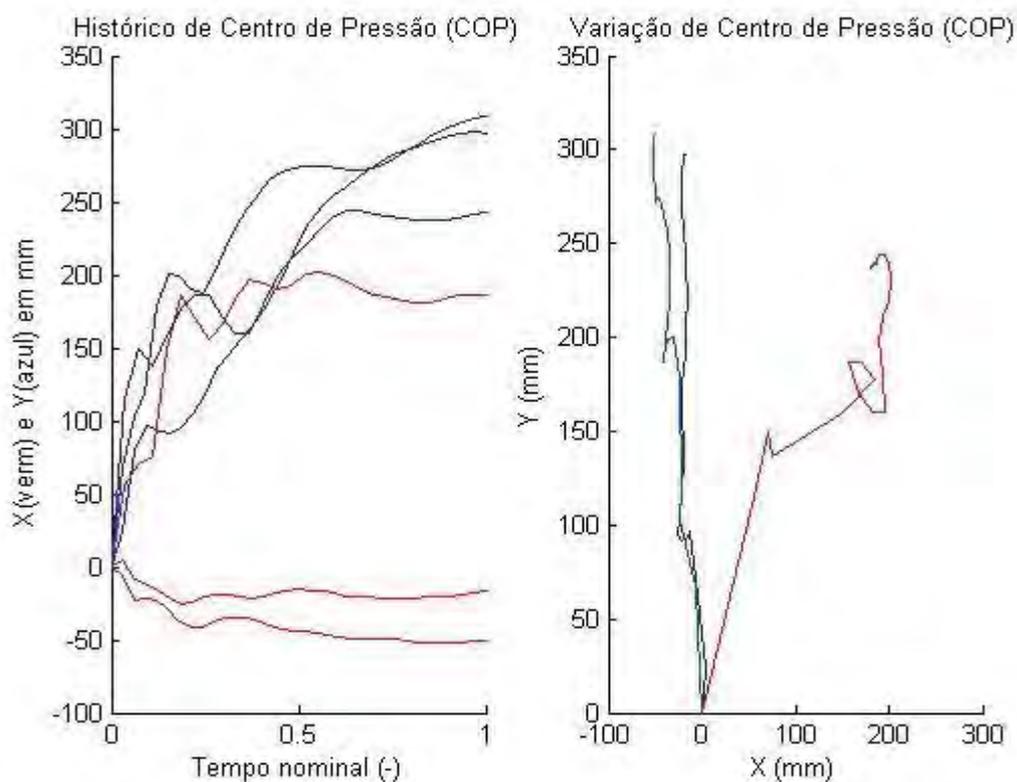


Figura 47: Dados referentes ao COP do voluntário D para 3 chutes.

Nas figuras correspondentes a X e Y, das figuras 44 a 47, a linha de cor azul é correspondente ao 1º chute, a verde ao 2º chute e a vermelha ao 3º chute. Um fator importante a ser considerado para cada voluntário é em relação ao comprimento e largura do pé de cada um, refletindo principalmente na direção Y, portanto não existe um padrão pré-estabelecido para o COP, dependerá das características individuais.

Em relação ao deslocamento do COP, uma tendência foi encontrada para os quatro voluntários, apresentaram transferência de carga da região retropé para antepé, o que reflete nos resultados de Almeida *et al.* (2009) para praticantes com tempo menor que dez anos. O 1º chute do voluntário A, observou-se que o voluntário apresentou pequeno deslocamento médio lateral (X) estabilizando o movimento com o pé esquerdo sofrendo pouca oscilação lateral, ao passo que transferiu a pressão da região retropé para antepé, concentrando a carga de membro inferior na região do metatarso, caracterizado por uma flexão de joelho mais acentuada no momento do chute. Para o 2º chute, foi caracterizado novamente por transferência da região retropé para antepé na análise de pressão na direção Y, coincidindo com o 1º chute; porém neste chute o voluntário apresentou uma forma de apoio do pé esquerdo diferente do 1º chute. O voluntário apoiou a ponta de seu pé mais próximo da bola, com pequeno movimento de adução calcânea, caracterizado pela descentralização do pé na

plataforma. Quanto ao 3º chute do voluntário A, demonstrou que desta vez posicionou seu pé de apoio mais a frente, porém mantendo para deslocamento ântero-posterior a transferência retropé para antepé. Posicionou-se mais centralizado na plataforma com menor oscilação médio-lateral. Na direção Y deslocou uma área maior e, na direção médio-lateral (X), apresentou uma oscilação lateral pequena e maior flexão de joelho da perna de apoio.

Mediante os dados apresentados observa-se que na direção Y o deslocamento do COP foi semelhante na transferência retropé para antepé, existindo diferenças quanto ao deslocamento médio-lateral entre os 3 chutes; fator influenciado possivelmente pela colocação e posicionamento do pé em relação à bola, que interferiram no apoio. Isto ocorreu devido ao ajuste necessário para a perna de suporte oferecer maior equilíbrio na aproximação do pé à bola, e no momento do chute.

Observou-se que tanto para X quanto para Y, os valores de deslocamento pouco se modificaram, após a fase de ajuste corporal. Este voluntário manteve seu corpo numa posição favorável ao chute com precisão otimizada.

O voluntário B apresentou dois chutes, devido ao 3º chute apresentar erros quanto aos dados. No caso deste voluntário observou-se no 1º chute um deslocamento em Y com início do movimento em retropé passando para um centro de pressão maior na região de antepé, ele apoiou-se inicialmente no calcanhar, pisando no início da plataforma, com transferência para o apoio quase na ponta do metatarso. Este voluntário apoiou o pé atrás da região central da plataforma, com o objetivo de fazer um chute “cavado”, elevando a bola para atingir o alvo com mais precisão. Na direção X, o voluntário para este chute não apresentou oscilação considerável, caracterizado pelos valores de X, porém pisou mais com a borda externa de seu pé, deslocando o CM para esquerda.

Para o 2º chute, o voluntário B apresentou características semelhantes ao 1º chute quanto à transferência de pressão no pé, iniciando na região retropé e finalizando com grande apoio na região antepé. Observou-se novamente neste chute um deslocamento do CM para esquerda, gerando elevada flexão de joelho para o membro de suporte.

O 1º e 2º chutes deste voluntário apresentaram características quanto à execução, semelhantes entre si, com alterações mais perceptíveis na oscilação médio-lateral (X), responsável pelo equilíbrio e ajuste de postura, para entrada do pé na bola. Na análise de imagem observou-se a entrada do voluntário na plataforma, sendo este caracterizado por entrar com o calcanhar no início da plataforma, apoiando somente o metatarso no centro da plataforma, no momento do apoio e execução do chute.

Em relação ao voluntário C, apresentou no 1º chute com entrada do pé centralizado na plataforma e pressão plantar maior na região mediopé. O voluntário conseguiu uma boa estabilidade durante a fase de balanço e aproximação do pé direito à bola. Apresentou pouca oscilação médio-lateral e conseqüentemente imprimiu velocidade à bola satisfatória, devido a aproximação do pé, auxiliada pela base de sustentação do pé estabilizada. A variação do COP foi pouca na direção X.

No deslocamento ântero-posterior apresentou movimento completo, o que representa estabilidade e posicionamento do pé de apoio no centro da plataforma. Através de cinemetria observou-se a parte medial do seu pé de apoio ao lado da bola, caracterizando a execução de um chute com índice satisfatório de equilíbrio para um chute de precisão imprimindo potência.

Diferentemente dos voluntários A e B apresentou entrada do pé centralizada, sem transferência de carga plantar do calcanhar para o metatarso.

O 2º chute do voluntário C foi caracterizado por uma entrada com o pé não tão centralizada quanto ao 1º chute, porém com pouca oscilação médio-lateral, conforme mostrado na variação do COP, este voluntário não oscilou lateralmente de forma comprometedor para a execução do chute, mas através da cinemetria observou-se o posicionamento do pé mais à frente da bola, o que refletiu num aumento no deslocamento em Y, porém com variação do COP menor em comparação ao seu 1º chute. Esta característica mostra aumento na transferência em Y, mas que não influenciou consideravelmente a velocidade alcançada pela bola.

O 3º chute caracterizou-se como um chute com transferência maior que nos dois primeiros chutes, novamente este voluntário estabilizou mais rapidamente que os outros voluntários, conseqüentemente precisou de tempo menor para ajuste corporal.

A variação do COP em X alterou pouco em relação aos dois primeiros chutes, na entrada à plataforma apoiou com sobrecarga maior na parte medial do pé.

Sobre o voluntário D pode-se dizer que o 1º chute foi executado com apoio na região retropé passando para um centro de pressão maior na região antepé, este voluntário apoiou primeiramente o calcanhar, porém transferiu uma carga mais elevada para o metatarso, caracterizando uma flexão maior de joelho no momento de chute e valor de transferência elevado em Y. Em relação à oscilação médio-lateral apresentou pequeno balanço corporal, sendo que no momento da aproximação da perna de chute já estava numa posição favorável ao chute. O pé de apoio estava bem centralizado na plataforma, refletindo na baixa oscilação, o aumento em Y observado foi devido ao ajuste corporal para entrada do pé de chute, neste caso este voluntário proporcionou maior precisão do que velocidade à bola.

Para o deslocamento médio-lateral (X) este voluntário apresentou baixa oscilação corporal e rápido ajuste no movimento de chute, para o 2º chute do voluntário D, a maior carga na entrada do pé foi na região mediopé passando para antepé com apoio do metatarso. No deslocamento do COP em X apresentou valores próximos do 1º chute, conseguiu estabilizar o corpo para a entrada do pé de chute, porém os valores de Y mostram que ainda apresentou valores de transferência elevados para uma aproximação do pé eficiente. O padrão de movimento do 1º e 2º chutes são semelhantes, apresentando valores de deslocamento em Y maiores que os outros voluntários. No 3º chute houve grande melhora na questão de transferência no eixo Y, este voluntário, porém não conseguiu estabilizar tão rapidamente o corpo como nos dois primeiros chutes. O ajuste para a execução do movimento ficou comprometido devido ao aumento da oscilação corporal. Ele estabilizou a perna de apoio, com a carga sendo distribuída na região mediopé com pouca transferência para o metatarso, no momento de entrada na plataforma apresentou baixos valores em X devido ao pé de apoio estar posicionado fora do centro da plataforma, conforme a perna de chute se aproximou, ele ajustou o corpo e centralizou o pé na plataforma.

4.6 ANÁLISE COMPORTAMENTAL DA Fv E ACELERAÇÃO

Devido a dificuldade encontrada nas análises inter-voluntários no COP, optou-se pela análise do comportamento da Fv (pico) com o comportamento da aceleração; e verificou-se numa análise intra-voluntários um comportamento motor próximo ao esperado para um chute com precisão.

Na análise inter-voluntários ocorreram problemas, uma vez que, os dados normalizados e o comportamento motor não se repetiram da maneira esperada para todos os voluntários, devido principalmente ao gesto técnico individual e aproximação na plataforma. Isto foi possível ser detectado através da sincronização da análise de imagem e resposta na plataforma.

Quanto à sincronização dos dados, foi feita em relação à plataforma, sendo detectado o 1º ponto aquele em que o pé tocou a plataforma pela 1ª vez. Neste instante os dados de aceleração já estavam sendo computados, mas para análise os valores aproveitados foram somente a partir do contato com a plataforma. Para Fv observou-se que em alguns casos foram encontrados mais de um pico, o que é aceitável, partindo do princípio de que o voluntário tem o 1º contato com a plataforma no início do ciclo de movimento e aproximadamente na metade o 2º pico, que é o momento em que o voluntário apoiou o peso

do corpo com mais intensidade na perna de apoio. É esperado que a partir deste momento o voluntário desacelere o movimento do pé, uma vez que está aproximando da bola, podendo chegar a valores nulos no instante pré contato até contato com valores de desaceleração, devido ao movimento ser de controle e o objetivo ser além de imprimir relativa potência ao chute, acertar o alvo.

Existem vários fatores intervenientes sobre esta análise, mas a principal é o gesto motor e comportamento individual desde a fase de saída do pé de chute até o toque na bola e perda de contato.

O voluntário A apresentou 2 picos de Fv e um pico de aceleração coincidindo com o 2º pico da Fv. Através da análise de imagem observou-se que neste instante a perna de chute está sendo estendida, e a perna de apoio apresenta o pico de maior magnitude (0.5 a 0.6 do tempo normalizado). A partir do ponto 0.7 do tempo normalizado ocorreu a desaceleração, ao mesmo tempo que os dados da Fv estabilizaram. Esta fase caracterizou-se pelo ajuste e aproximação da perna de chute à bola. O intervalo de 0.8 a 1 do tempo normalizado caracterizou-se pela desaceleração com valores mais elevados, associado com a fase de chute, enquanto os dados da Fv permaneceram sem alterações devido ao ajuste corporal necessário para execução do chute.

O voluntário B apresentou pico de Fv e aceleração na fase 0.2 a 0.3 do tempo normalizado, ou seja no início do movimento. Este comportamento caracterizou uma aproximação precoce da perna de chute e pouca utilização da corrida de aproximação. No instante 0.5 do tempo normalizado equivalente à metade do ciclo, uma desaceleração ocorreu devido a aproximação do pé de chute à bola; em relação à Fv, os valores estabilizaram até alcançar o ciclo completo.

Sobre os resultados encontrados, o voluntário C foi o que alcançou os melhores resultados para um chute executado com precisão ao mesmo tempo impondo potência para alcançar o alvo. Este voluntário apresentou picos de Fv bem definidos pelas curvas, e aceleração/desaceleração na faixa desejada. O 2º pico da Fv coincidiu com o momento de desaceleração, que é quando o voluntário aproximou o pé de chute à bola.

Uma característica deste voluntário foi o tempo de ajuste maior e valores em desaceleração caracterizando um chute com maior precisão. Nas fase 0.7 e 0.8 do tempo normalizado apresentou desaceleração considerável até completar o ciclo analisado.

O voluntário D apresentou oscilação e tempo de ajuste conturbados, porém quando atingiu 0.5 referente à metade do ciclo conseguiu estabilizar relativamente, sendo encontrados até mais de 2 picos, caracterizando um comportamento de ajuste com elevada pressão plantar.

Os dados de aceleração/desaceleração deste voluntário estão coerentes com o esperado, e retratam o pico de aceleração no ponto 0.6 do tempo normalizado, sendo os pontos 0.7 e 0.8 do tempo normalizado importantes na análise da desaceleração até completar o ciclo. É importante destacar que o 3º chute deste voluntário apresentou grande melhoria em relação aos seus outros dois executados.

5 CONCLUSÃO

A metodologia proposta de instrumentação biomecânica no chute, demonstrou ser eficaz no registro da performance e também na utilização para correção do gesto motor em jogadores de futebol de Campo.

A amostra com quatro participantes atingiu os objetivos relacionados às medidas de instrumentação e apresentou resultados coerentes para os avaliados, com grande contribuição para análises posteriores. A metodologia apresentada foi suficiente para comprovação do mecanismo de instrumentação biomecânica que pode ser utilizado, em pequenas ou em grandes amostras. Mesmo se tratando de um grupo restrito, os indivíduos da amostra foram representativos.

Através do acelerômetro pôde-se identificar uma relação com a Fv nas fases do chute analisado. Destaca-se o fato de todos os voluntários apresentarem comportamento motor semelhante para a aceleração e desaceleração, nas fases de chute analisados. A análise do comportamento da aceleração demonstrou ser uma ferramenta eficiente no controle do chute e no ajuste corporal. Os dados das curvas apresentaram-se coerentes à literatura quanto à Fv, inclusive o pico da Fv.

Identificou-se através do COP a fase de maior oscilação no chute, e através destes dados uma nova ferramenta de análise no ciclo de chute foi utilizada. A análise do equilíbrio foi importante para detectar possíveis correções no movimento, porém demonstrou ser mais coerente quando feita a análise intra-voluntários. Estes dados são importantes quando o chute analisado requer precisão, ou quando a necessidade de ajuste corporal é mais exigida.

Numa análise inter-voluntários, algumas dificuldades foram encontradas, devido principalmente ao padrão motor apresentado por cada voluntário; porém se o objetivo for analisar e comparar as possíveis evoluções da performance do jogador individualmente durante a temporada, os dados podem ser explorados com resultados relevantes.

Diante dos resultados deste trabalho da proposta de análise biomecânica com os instrumentos utilizados, demonstrou ser uma técnica de medição eficaz e possível de ser aplicada tanto nas categorias de base quanto em equipes profissionais.

Novas pesquisas deverão ser realizadas com número maior de amostras, que possuam as mesmas características funcionais de jogo; analisando outros fundamentos técnicos importantes na prática do futebol de campo, que podem ser decisivos no planejamento do treinamento das equipes.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALMEIDA, V.S; ARCANJO, T; MAGNANI, R.M; ADAMI, D.B.V. **Pressão plantar dos jogadores de futebol profissional da Associação Atlética Caldense. Revista Ciência e Saúde.** Porto Alegre, nº especial, p. 76 a 78, 2009.

AMADIO, A.C. **Áreas de aplicações da Biomecânica no domínio interdisciplinar e suas relações com estudo do movimento humano.** In: VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica, 1999. Florianópolis. Anais.... Brasília: SBB, 1995, p. 29 – 33.

AMADIO, A.C; BARBANTI, V.J. **A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares.** 1 ed. São Paulo: Estação Liberdade Ltda, 2000. 269p.

AMADIO, A.C; DUARTE, M. **Fundamentos biomecânicos para análise do movimento humano.** São Paulo: EEFUSP, 1996.

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

AMADIO, A.C; SERRÃO, J.C. **Contextualização da biomecânica para a investigação do movimento: fundamentos, métodos e aplicações para análise da técnica esportiva.** Revista Brasileira de Educação Física e Esporte, São Paulo, v.21, p.61-85, dez. 2007.

ANDRADE, L.M; ARAÚJO, A.G.N; BARROS, R.M.L. **Análise de marcha: protocolo experimental para posicionamento e orientação dos segmentos do corpo humano baseado em sistemas de marcas técnicas.** Brazilian Journal of Biomechanics. 2004, 9, 33 – 40.

ANJOS, L.A.; ADRIAN, M.J. **Forças de reação do solo na perna de sustentação de jogadores habilidosos e não habilidosos durante chutes numa bola de futebol.** Revista Brasileira de Ciência do Esporte. n.8, p. 129 - 135, 1986

ASAI, T; CARRÉ, M.J; AKATSUKA, T and HAAKE, J. **The curve kick of a football : impact with the foot.** Sports Engineering. 5, 2002, p. 183 – 192.

ASAMI, T., NOLTE, V. **Analysis of powerful ball kicking.** In: Biomechanics VIII - B (ed. H.Matsui e K.Kobayashi), Champaign: Human Kinetics Publishers, p. 695-700, 1983.

BANKOFF, A.D.P; CAMPELO, T.S; CIOL, P; ZAMAI, C.A. **Postura e equilíbrio corporal: um estudo das relações existentes.** Movimento e Percepção, Espírito Santo do Pinhal, SP, v.7, n.10, jan/jun, 2007 – ISSN 1679-8678.

BARBIERI, F.A. **O chute com o membro dominante e não dominante realizado com a bola parada e em deslocamento no futsal**. 2007, 147p (Mestrado em Motricidade Humana) – Instituto de Biociências, Universidade Paulista, Rio Claro, 2007.

BARBIERI, F.A.; GOBBI, L.T.B. **Lateral asymmetries in the kick movement and the soccer and futsal performance**. Revista Motricidade, v. 5, n. 2, p. 33 – 47, 2009, ISSN 1646 – 107X.

BARBIERI, F.A.; LIMA JÚNIOR, R. S.; GOBBI, L.T.B. **Aspectos da corrida de aproximação entre o chute realizado com o membro dominante e não dominante**. Revista Motricidade, v. 2, n. 3, p. 80-90, 2006.

BARELA, A; DUARTE, M. **Utilização da plataforma de força**. 2006. Disponível em: <http://lob.iv.fapesp.br>. Acesso em: 6 de dezembro de 2010.

BARFIELD, W.R. **The biomechanics of kicking in soccer**. Revista Clinics in Sport Medicine, Charleston, v. 17, n. 4, 1998.

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, 2002, p. 72-79.

BARROS, R.M.L. **Concepção e implementação de um sistema para análise cinemática de movimentos humanos**. Tese de Doutorado - Faculdade de Educação Física – UNICAMP, Campinas, 2007.

BORSARI, J.R. **Futebol de Campo**. SP: EPU, 1989.

CARNAVAL, P.E. **Cinesiologia aplicada aos Esportes**. p.177 – 182, 2 ed. RJ: Sprint, 2002.

CARR, G. **Biomecânica dos esportes – um guia prático**. 1 ed. São Paulo: Manole, 1998. 214p.

CUNHA, S.A., BARROS, R., LIMA FILHO, E.C., BRENZIKOFER, R. **Methodology for graphical analysis of soccer kick using spherical coordinates of the lower limb**. In: Spinks W (Ed). Science and Football IV. London: Routledge. p. 8-15, 2002.

CUNHA, S.A; BRENZIKOFER, R; LIMA FILHO, E.C. **Metodologia para análise biomecânica dos fundamentos do futebol**. In: Congresso Brasileiro de Biomecânica. 6, 1995. Brasília. Anais... Brasília: SBB, 1995. p. 29 – 33.

CUNHA, S.A, LIMA FILHO, E.C. **Metodologia para suavização de dados biomecânicos por função não paramétrica ponderada local robusta**. Revista Brasileira de Biomecânica. São Paulo: v. 1, n. 6, p. 23-28, 2003.

CUNHA, S.A., XIMENES, J.M., MAGALHÃES Jr, W.J. **Metodologia para determinação de padrões de chutes no futebol a partir de projeções estereográficas**. In: IX Congresso Brasileiro de Biomecânica, Gramado, p. 59-63, 2001.

DAVIDS, K et al. **Understanding and measuring coordination and control in Kicking skills in soccer: Implications for talent identification and acquisition**. Journal of Sports sciences, v. 18, p. 703 – 714, 2000.

DE PROFT, E. et al. **Strength training and kick performance in soccer**. In: REILLY, T. et al. (Ed) Science and Football, London: E e FN Spon, p. 108 – 113, 1988.

DÖRGE. H. C . ANDERSEN. T. B.. SORENSEN. H.. and SIMONSEN. E.B. **Biomechanical differences in soccer kicking with the preferred and the nonpreferred leg**. Journal of Sports Sciences. 20, 293-299, 2002.

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

FRACCAROLI, J. L. **Biomecânica: análise dos movimentos**. 2 ed. Rio de Janeiro: Cultura Médica, 1981. 249p.

GARGANTA, J. **Competências no ensino e treino de jovens futebolistas**, 2002, 15p. Disponível em: <http://www.efdeportes.com/>. Acesso em: 12 de fevereiro de 2011.

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

GOMES, S.S. **Análise das alterações biomecânicas durante a saída de velocidade através de um sistema de medidas com plataformas de forças em crianças praticantes e não praticantes de futebol de campo**. 2007. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Programa de Pós - Graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Estadual Paulista.

HALL, Susan. **Biomecânica Básica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993. 217p.

HAMILL, J; KNUTZEN, K.M. **Bases biomecânicas do movimento humano**. 1 ed. São Paulo: Manole, 1999. 532p.

HASSAN, E.A; JENKYN, T.R; DUNNING, C.E. **Direct comparison of Kinematic data collected using an electromagnetic tracking system versus a digital optical system.** Journal of Biomechanics, n° 40, p. 930 – 935, 2007.

HATZE, H. **The meaning of the term “Biomechanism”.** Journal of Biomechanics, 7, p. 189 – 190, 1974.

_____. **A mathematical model for the computational determination of parameter values for anthropomorphic segments.** Journal of Biomechanics, New York, v.13, p.833-43, 1980.

ISMAIL, A.R; MANSOR, M.R.A; ALI, M.F.M; JAAFAR,S and JOHAR, M.S.N.M. **J. Biomechanics analysis for right leg instep Kick.** Journal of applied Sciences 10(13), p. 1286 a 1292, 2010, ISSN 1812 – 5654.

ISOKAWA, M.; LEES, A. **A Biomechanical analysis of the instep kick motion in soccer.** In: REILLY, T. et al. (Ed.), *Science and Football*, London: E & FN Spon, 1998. p. 449 - 455.

KELLIS, E and KATIS, A. **Biomechanical characteristics and determinants of instep kick.** Journal of Sports science and Medicine, v.6, p. 154 – 165, 2007.

KYRÖLÄINEN, H.; AVELA, J.; MCBRIDE, J.M.; KOSKINEN, S.; ANDERSEN, J.L.; SIPIÄ, S.; TAKALA, T.E.; KOMI, P.V. **Effects of power training on muscle structure and neuromuscular performance.** Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports. Copenhagen, v.15, n.1, p.58-64, 2005.

LARA Jr, A.A. **Cinematica do chute com a bola parada no futebol.** 2003. Dissertação (Mestrado em Ciências do movimento humano) – Universidade do Estado de Santa Catarina, Florianópolis -SC.

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

LEVANON, J.; DAPENA, J. **Comparison of the kinematics of the full-instep and pass kicks in soccer.** Journal of Sports Sciences, v. 30, n.6, 1998, p. 917-27.

LIMA, C.B; SECCO, C.R; MIYASIKE, V.S; GOBBI, L.T.B. **Equilíbrio dinâmico: Influência das restrições ambientais.** Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano, v. 3, n. 1, p. 83-94 – 2001.

LIMA Jr, R.S. **Identificação dos ângulos do tornozelo do membro de suporte, distância entre o pé de apoio e a bola e velocidade de saída de bola em cobranças de pênalti no futebol.** Dissertação de Mestrado. UNESP – Universidade Estadual Paulista, 2007.

LINDBECK, L. **Impulse and momento f impulse in the leg joints by impact from kicking.** Journal of Biomechanical Engineering. 105: 108 – 111, 1983.

LUHTANEN, P. **Biomechanical aspects.** In: Football (Soccer) Handbook of Sports Medicine and Science, ed. B. Ekblom. Blackwell Scientific Publications, p. 59 a 76, London, 1994.

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

MATSUDA, S., DEMURA, S., e UCHIYAMA, M. **Centre of pressure sway characteristics during static one-legged stance of athletes from different sports.** Journal of Sports Sciences, 26(7), 775-779, 2008.

MCLEAN, B.D. and TUMILTY, D. **Left – right asymmetry in two types of soccer kick.** British Journal of Sports Medicine , v. 27, 260 – 262, 1993.

MELO, R.S. **Futebol: da iniciação ao treinamento.** RJ:Sprint, 2001.

MERCER, J. A. **Effects of fatigue on shock attenuation during running.** [abstract]. 1999. Disponível em: <http://www.cev.org./biblioteca/index.html>. Acesso em: 11 de agosto de 2010.

MOCHIZUKI, L; AMADIO, A.C. **Aspectos biomecânicos da postura ereta: a relação entre centro de massa e o centro de pressão.** Revista Portuguesa de Ciências do Desporto. V. 3, nº 3, p. 77 – 83, 2003.

MOREIRA, D; GODOY, J.R.P; BRAZ, R.G; MACHADO, E.F.B; SANTOS, H.F.S. **Abordagem cinesiológica do chute no futsal e suas implicações clínicas.** Revista Brasileira de Ciências e movimento, v.12, nº2, p. 81 – 85, 2004.

MOURA, F.A. **Análise cinemática do membro de suporte do chute no futebol em sujeitos praticantes e não praticantes.** 2003. 50f. Trabalho de conclusão do curso (Graduação em Educação Física). Instituto de Biociências, UNESP, Rio Claro, 2003.

NISELL, R. et al. **Joint forces in extension of the knee.** Acta Orthop Scand. 57: 41 – 46, 1986.

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

NUNOME, H et al. **A Kinetic Comparison of the inside soccer kick between high performance player and junior players.** Faculty of Education – Yamagata, Japan, 1998.

OPAVSKY, P. **An investigation of linear and angular kinematics of the leg during two types of soccer kick.** In: REILLY, T. et al. (Ed) Science and Football. London: E & FN Spon, p. 460 – 467, 1988.

OZAKI, H and AOKI, K. **Kinematic and Electromyographic analysis of in front curve soccer kick.** Football science, v.5, p. 260 – 262, 2008.

ÖZKAYA, N, NORDIN, M. **Fundamentals of biomechanics – equilibrium, motion, and deformation.** 2 ed. New York: Springer, 1998. 393p.

PINHEIRO, A.P. **Desenvolvimento de um sistema de captura e análise de movimentos baseado em técnicas de visão computacional.** 2008. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia.

PLAGENHOEF, S. **Patterns of Human Motion, cinematographic analysis.** Englewood Cliffs, N.J: Prentice-Hall, 1971.

POWERS, S.K.; HOWLEY, E.T. **Fisiologia do exercício.** 3ed, SP: Manole, 2001. Tradução de Dr. Marcos Ikeda. 505p.

PRONK, N.P. **The soccer push pass.** National Strength and Conditioning Association Journal, vol.13, nº1, p. 6 – 9 / 83 – 88, 1991.

REILLY, T. **Science and soccer.** Liverpool (UK): E e FN Spon, 1996.

RICHARDS, J.G. **The measurement of human motion: A comparison of commercially available systems.** Journal of Human Movement Science, nº18, p. 589 – 602, 1999.

RODANO, R. and TAVANA, R. **Three dimensional analysis of the instep kick in professional soccer players.** In: Science and Football II. Eds: Reilly, T., Clarys, J. and Stibbe, A. London: E e FN Spon. 357-363, 1993.

ROSA, L.M. **Avaliação do equilíbrio de jogadores de futebol.** Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2010.

SANTIAGO, P.R.P. **Comparação dos padrões cinemáticos de chutes realizados por sujeitos de 13 e 20 anos de idade.** Rio Claro, 2002. 39p.(Monografia apresentada ao Instituto de Biociências - UNESP, para obtenção do Título de Bacharel em Educação Física).

SCHIMIDT, A; BANKOFF, A.D.P; ZAMAI, C.A; BARROS, D.D. **Estabilometria: estudo do equilíbrio postural através da baropodometria eletrônica.** In: Congresso Brasileiro de Ciências do Esporte, 2003.

SCURR, J. and 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.

SEABRA, A.; MAIA, J.A.; GARGANTA R. **Crescimento, maturação, aptidão física, força explosiva e habilidades motoras específicas. Estudo em jovens futebolistas e não futebolistas do sexo masculino dos 12 aos 16 anos de idade.** Revista Portuguesa de Ciências do Desporto. 2001; 1:22-35.

SMITH, C. et al. **The application of an exploratory factor analysis to investigate the inter-relationships amongst joint movement during performance of a football skill.** In: AUSTRALIAN CONFERENCE ON MATHEMATICS AND COMPUTERS IN SPORT, 5, 2006. Queensland, Anais... Australia, p. 517 – 524. Disponível em: <http://www.jssm.org/>. Acesso em: 28 de julho de 2010.

TEIXEIRA, C.S. **Variáveis biomecânicas do chute com o dorso do pé,** 2007. Disponível em: <http://www.efdeportes.com/>. Acesso em: 3 de fevereiro de 2011.

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

TEIXEIRA, L. A. **Kinematics of kicking as a function of different sources of constraint on accuracy.** Journal of Sports Medicine, v. 88, p. 785- 789, 1999.

TESSUTTI, V.D. **Distribuição dinâmica de sobrecargas no pé durante a corrida em diferentes tipos de piso.** Dissertação de Mestrado. Faculdade de Medicina de São Paulo. FMUSP, 2008.

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

TUBINO, M.G. **Metodologia científica do treinamento desportivo.** 3 ed, SP: Ibrasa, 1985. 435p.

VALETA, L. N. **Análise biomecânica da posição do pé de suporte do chute no futebol.** 1998. 38 f. Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso para Bacharel em Educação Física) - Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Rio Claro, 1998.

VIANA, A.R; RIGUEIRA, J.E. **Futebol Prático: Preparação física, técnica e tática.** UFV, 1981, 465p.

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

WICKSTROM, R.L. **Developmental kinesiology. Exercise and Sports Science Reviews**, 3, 163 – 192, 1975.

WINTER, D.A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**, 202f. Waterloo Press, Waterloo, 1990.

_____. **Human balance and posture control during standing and walking.** Gait e Posture. v. 3, p. 193 a 214, 1995.

WÜST, E. **Influência do calçado na aceleração tibial.** Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano. Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC, Florianópolis, SC, 2009.

XIMENES, J.M. **Análise cinemática de dois tipos de chute no futebol.** 2002. 58 p. Dissertação (Mestrado em Motricidade Humana) – Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Rio Claro.

YOUNG, R.P; MARTENIUK, R.G. **Changes in inter-joint relationships of muscle moments and powers accompanying the acquisition of a multi-articular kicking task.** Journal of Biomechanics, v. 28, n] 6, p. 701 – 713, 1995.

ZAHKAROV, A. **Ciência do treinamento desportivo.** RJ: Grupo Palestra Sport, 1992. 338p.

**ANEXO A - DECLARAÇÃO DE LIVRE CONSENTIMENTO E ESCLARECIDO
(MODELO 1)**

Eu, _____ RG _____, nascido ___/___/___ e domiciliado à _____, município _____, telefone () _____.

Declaro estar ciente e ter compreendido a proposta de pesquisa abaixo descrita, concordando em participar voluntariamente do projeto: Instrumentação Biomecânica aplicada à análise do chute no futebol de campo. Sob a responsabilidade do pesquisador Marcelo Guimarães Silva, aluno de pós-graduação Strictu-Sensu em Engenharia Mecânica- área de projetos com ênfase na análise do movimento humano na FEG (UNESP) - Guaratinguetá/ SP, orientado pelo professor Dr. Tamotsu Hirata. O estudo não exporá o voluntário a riscos de saúde, bem como não haverá ônus, direitos ou benefícios financeiros sobre os eventuais resultados da pesquisa, autorizando a divulgação dos resultados para fins científicos, conforme resolução nº 196 10/10/1996 do Ministério da Saúde.

Resende, ___ de _____ de 2011.

voluntário

responsável pelo voluntário

Prof. Dr. Tamotsu Hirata

Marcelo Guimarães Silva

Obs: este termo apresentará duas (2) vias, uma destinada ao voluntário ou seu representante legal e outra ao pesquisador.

**ANEXO B - DECLARAÇÃO DE LIVRE CONSENTIMENTO E ESCLARECIDO
(MODELO 2)**

Declaro estar ciente e ter compreendido a proposta de pesquisa abaixo descrita, consentindo a participação voluntária de _____, RG _____, nascido ____/____/____ e domiciliado à _____, município _____, telefone () _____.

Projeto: Instrumentação Biomecânica aplicada à análise do chute no futebol de campo. Sob a responsabilidade do pesquisador Marcelo Guimarães Silva, aluno de pós-graduação Strictu-Sensu em Engenharia Mecânica- área de projetos com ênfase na análise do movimento humano na FEG (UNESP) - Guaratinguetá/ SP, orientado pelo professor Dr. Tamotsu Hirata. O estudo não exporá o voluntário (menor de idade) a riscos de saúde, bem como não haverá ônus, direitos ou benefícios financeiros sobre os eventuais resultados da pesquisa, autorizando a divulgação dos resultados para fins científicos, conforme resolução nº 196 10/10/1996 do Ministério da Saúde.

Resende, ____ de _____ de 2011.

voluntário

responsável pelo voluntário

Prof. Dr. Tamotsu Hirata

Marcelo Guimarães Silva

Obs: este termo apresentará duas (2) vias, uma destinada ao voluntário ou seu representante legal e outra ao pesquisador.