

**unesp**



**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”  
INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS – RIO CLARO**




---

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA MOTRICIDADE  
(BIODINÂMICA DA MOTRICIDADE HUMANA)**

---

**O CHUTE COM O MEMBRO DOMINANTE E NÃO  
DOMINANTE REALIZADO COM A BOLA PARADA E EM  
DESLOCAMENTO NO FUTSAL**

**FABIO AUGUSTO BARBIERI**



**Rio Claro**  
Estado de São Paulo – Brasil  
Março / 2007

**unesp**



**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”  
INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS – RIO CLARO**



**O CHUTE COM O MEMBRO DOMINANTE E NÃO  
DOMINANTE REALIZADO COM A BOLA PARADA E EM  
DESLOCAMENTO NO FUTSAL**

**FABIO AUGUSTO BARBIERI**

**Orientador: Prof. Dr. Sergio Augusto Cunha**

Dissertação apresentada ao Instituto de Biociências do Campus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências da Motricidade – Biodinâmica da Motricidade Humana – linha de pesquisa Métodos de Análise Biomecânica.

**Rio Claro**

Estado de São Paulo – Brasil

Março / 2007

796.022 Barbieri, Fabio Augusto.

B236c O chute com o membro dominante e não dominante realizado com a bola parada e com deslocamento no futsal / Fabio Augusto Barbieri. – Rio Claro : [s.n.], 2007  
147 f. : il., figs., gráfs., tabs.

Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Instituto de Biociências de Rio Claro  
Orientador: Sergio Augusto da Cunha

1. Cinesiologia. 2. Biomecânica. 3. Ângulo de Euler. 4. Futsal I. Título.

**“Se destaca quem consegue administrar  
problemas e não desanima na presença  
de grandes obstáculos”**

## **Agradecimentos**

- Aos meus pais por sempre estarem junto comigo nas boas e más situações da vida e por terem se desdobrados para que eu atingisse meus objetivos;
- A Larissa, minha namorada, pela presença marcante em minha vida, por todo estímulo para que eu realizasse os meus sonhos e cumplicidade;
- Ao meu irmão Ricardo pela paciência e colaboração quando precisei;
- Ao Prof. Dr. René Brenzikofer pela participação e auxílio na composição deste estudo;
- A Profa. Dra. Lílian Teresa Bucken Gobbi pela participação, auxílio na composição deste estudo, pela amizade, inteligência e conhecimento passado;
- Ao Prof. Sergio Augusto Cunha pelo caminho percorrido;
- Aos Profs. Samuel de Souza Neto e Afonso Antonio Machado pela amizade e auxílio;
- Aos professores do curso de Educação Física da UNESP – Rio Claro;
- Aos alunos do Laboratório de Biomecânica da UNESP – Rio Claro e principalmente ao Paulo Roberto Pereira Santiago (Preto) por ter sido um verdadeiro orientador e amigo;
- Aos participantes do estudo que se mostraram dispostos durante as coletas de dados;
- As equipes de futebol e futsal da UNESP – Rio Claro pelas alegrias proporcionadas;
- Aos novos e velhos companheiros de graduação.

## SUMÁRIO

<b>Resumo</b> .....	<b>xii</b>
<b>Capítulo 1 - Introdução</b> .....	<b>1</b>
<b>Capítulo 2 - Objetivo do estudo</b> .....	<b>8</b>
2.1. Objetivo Geral .....	8
2.2. Objetivos Específicos .....	8
<b>Capítulo 3 - Revisão de literatura</b> .....	<b>10</b>
3.1. Preferência pedal .....	10
3.2. Formas de análise do movimento humano .....	13
<b>3.2.1. Convenções para representar tridimensionalmente os ângulos articulares aplicados ao movimento de chute</b> .....	16
3.3. Análise cinemática do movimento de chute .....	23
3.4. Diferenças entre os membros contralaterais no movimento de chute.....	237
<b>Capítulo 4 - Materiais e métodos</b> .....	<b>38</b>
4.1. Participantes.....	38
4.2. Tarefa.....	40
4.3. Procedimentos.....	42
4.4. Captura das imagens .....	45
4.5. Obtenção das variáveis cinemáticas das imagens.....	46
<b>4.5.1. Desentrelaçamento e compactação</b> .....	46
<b>4.5.2. Sincronização</b> .....	47
<b>4.5.3. Medição</b> .....	47
<b>4.5.4. Calibração e Reconstrução 3D</b> .....	47
<b>4.6. Tratamentos dos dados</b> .....	<b>48</b>
4.6.1. Acurácia do experimento.....	48
4.6.2. Suavização .....	50
4.6.3. Definição e orientação dos segmentos.....	50
<b>4.6.3.1. Segmento Pelve</b> .....	51
<b>4.6.3.2. Segmento Coxa</b> .....	52
<b>4.6.3.3. Segmento Perna</b> .....	53
<b>4.6.3.4. Segmento Pé</b> .....	54
4.6.4. Ângulos articulares dos membros dominante e não dominante.....	55
4.6.5. Velocidade angular das articulações.....	58
4.6.6. Velocidade da bola e velocidade linear do pé de chute .....	58
4.6.7. Desempenho nos chutes.....	59

<b>4.7. Análise Estatística</b> .....	<b>59</b>
4.7.1. Ângulos das articulações .....	<b>60</b>
4.7.2. Velocidade angular das articulações.....	<b>60</b>
4.7.3. Velocidade da bola e velocidade linear do pé de chute .....	<b>61</b>
4.7.4. Desempenho .....	<b>61</b>
<b>Capítulo 5 - Resultados</b> .....	<b>63</b>
5.1. Características dos participantes e ordem dos chutes .....	<b>63</b>
5.2. Acurácia do sistema.....	<b>64</b>
5.3. Análises para o membro de chute e de suporte.....	<b>64</b>
5.3.1. Padrões cinemáticos angulares para o membro de chute .....	<b>65</b>
5.3.2. Diferenças entre as situações de chutes para o membro de chute.....	<b>69</b>
5.3.3. Velocidades angulares do membro de chute .....	<b>71</b>
5.3.4. Padrões cinemáticos angulares para o membro de suporte.....	<b>73</b>
5.3.5. Diferenças entre as situações de chutes para o membro de suporte .....	<b>78</b>
5.3.6. Velocidades angulares do membro de suporte.....	<b>81</b>
5.4. Velocidade da bola e velocidade linear do pé de chute .....	<b>83</b>
5.5. Desempenho .....	<b>84</b>
5.6. Análise intersujeitos.....	<b>88</b>
<b>Capítulo 6 – Discussão</b> .....	<b>90</b>
6.1. Acurácia do estudo .....	<b>90</b>
6.2. Padrão cinemático angular de movimento.....	<b>91</b>
6.3. Diferenças no padrão cinemático angular do membro de chute e de suporte entre as situações de chute.....	<b>98</b>
6.4. Velocidade angular das articulações.....	<b>102</b>
6.7. Relações entre a velocidade da bola, velocidade linear do pé de chute, desempenho, padrão cinemático angular e velocidade angular nos chutes .....	<b>109</b>
<b>Capítulo 7 – Conclusão</b> .....	<b>114</b>
<b>Capítulo 8 - Referências</b> .....	<b>116</b>
<b>Abstract</b> .....	<b>125</b>
<b>Apêndices</b> .....	<b>127</b>
<b>Apêndice 1 - Glossário</b> .....	<b>128</b>
<b>Apêndice 2 – Medidas do objeto calibrador</b> .....	<b>130</b>
<b>Apêndice 3 – Acurácia, precisão e bias</b> .....	<b>131</b>
<b>Apêndice 4 – Valores angulares das articulações referentes a posição neutra (ortostática)</b> .....	<b>132</b>
<b>Apêndice 5 – Situações de chutes similares para o membro de chute</b> .....	<b>134</b>

<i>Apêndice 6 – Situações similares para a velocidade angular do membro de chute .....</i>	<i>136</i>
<i>Apêndice 7 – Situações de chutes similares para o membro de suporte .....</i>	<i>139</i>
<i>Apêndice 8 – Situações similares para a velocidade angular do membro de suporte....</i>	<i>141</i>
<i>Apêndice 9 – Velocidade da bola para cada chute dos participantes em cada situação</i>	<i>143</i>
<i>Apêndice 10 – Velocidade linear do pé de chute para cada chute dos participantes em cada situação.....</i>	<i>144</i>
<i>Apêndice 11 – Local de acerto da bola em cada chute dos participantes em cada situação .....</i>	<i>145</i>
<i>Apêndice 12 - Situações similares para os chutes que acertaram e erraram o alvo .....</i>	<i>146</i>

## FIGURAS

<b>Figura 1</b> - (a) Vista superior do posicionamento da rampa para os chutes com o membro dominante. Para o membro não dominante a rampa estava posicionada do lado contrário. (b) Vista lateral da rampa e suas respectivas medidas. ....	41
<b>Figura 2</b> - Representação do posicionamento das câmeras e iluminadores. ....	43
<b>Figura 3</b> - Objeto calibrador e sistema de referência do laboratório. ....	44
<b>Figura 4</b> - Fase de apoio (1 e 2) e de contato do chute (3 e 4). ....	46
<b>Figura 5</b> - Sistema de referência da pelve. ....	52
<b>Figura 6</b> - Sistema de referência da coxa direita (vista anterior). ....	53
<b>Figura 7</b> - Sistema de referência da perna direita (vista anterior). ....	54
<b>Figura 8</b> - Sistema de referência do pé direito (vista lateral). ....	55
<b>Figura 9</b> - Definição da seqüência de rotação dos ângulos de Euler (CHAO, 1980). ....	56
<b>Figura 10</b> - Caracterização das possíveis direções da bola. ....	59
<b>Figura 11</b> - Padrão cinemático angular do quadril. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão; EXT - extensão; ADU – adução; ABD - abdução; R. INT – rotação interna; R. EXT - rotação externa. ....	66
<b>Figura 12</b> - Padrão cinemático angular do joelho. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão; EXT - extensão; R. INT – rotação interna; R. EXT - rotação externa. ....	67
<b>Figura 13</b> - Padrão cinemático angular do tornozelo. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão plantar; DORS – dorsiflexão; ADU – adução; ABD - abdução; PRO – pronação; SUP - supinação. ....	68
<b>Figura 14</b> - Comparação entre as situações de chutes da flexão e extensão, adução e abdução e rotação interna e externa do quadril. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão; EXT - extensão; ADU – adução; ABD - abdução; R. INT – rotação interna; R. EXT - rotação externa. ....	70
<b>Figura 15</b> - Comparação entre as situações de chutes para a flexão e extensão do joelho. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão; EXT – extensão. ....	70
<b>Figura 16</b> - Comparação entre as situações de chutes para a flexão plantar e dorsiflexão, adução e abdução e pronação e supinação do tornozelo. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão plantar; DORS – dorsiflexão; ADU – adução; ABD - abdução; PRO – pronação; SUP - supinação. ....	71
<b>Figura 17</b> - Comparação entre as velocidades angulares para a adução e abdução e rotação interna e externa do quadril. FA – fase apoio; FC – fase de chute. ADU – adução; ABD - abdução; R. INT – rotação interna; R. EXT - rotação externa. ....	72
<b>Figura 18</b> - Comparação entre as velocidades angulares para a flexão plantar e dorsiflexão e pronação e supinação do tornozelo. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão plantar; DORS - dorsiflexão; ADU – adução; ABD - abdução; PRO – pronação; SUP - supinação. ....	73
<b>Figura 19</b> - Padrão cinemático angular do quadril. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão; EXT - extensão; ADU – adução; ABD - abdução; R. INT – rotação interna; R. EXT - rotação externa. ....	75
<b>Figura 20</b> - Padrão cinemático angular do joelho. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão; R. INT – rotação interna; R. EXT - rotação externa. ....	76
<b>Figura 21</b> - Padrão cinemático angular do tornozelo. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão plantar; DORS – dorsiflexão; ADU – adução; ABD - abdução; PRO – pronação; SUP - supinação. ....	77
<b>Figura 22</b> - Comparação entre as situações de chutes da flexão e extensão, adução e abdução e rotação interna e externa do quadril. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão; EXT - extensão; ABD – abdução; ADU – adução; R. INT – rotação interna; R. EXT - rotação externa. ....	79
<b>Figura 23</b> - Comparação entre as situações de chutes para a flexão e extensão e rotação interna e externa do joelho. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão; EXT – extensão; R. INT – rotação interna; R. EXT - rotação externa. ....	80
<b>Figura 24</b> - Comparação entre as situações de chutes para a flexão plantar e dorsiflexão, adução e abdução e pronação e supinação do tornozelo. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão plantar; DORS – dorsiflexão; ADU – adução; ABD - abdução; PRO – pronação; SUP - supinação. ....	80

- Figura 25** – Comparação entre as velocidades angulares da adução e abdução e rotação interna e externa do quadril. FA – fase apoio; FC – fase de chute. ADU – adução; ABD - abdução; R. INT – rotação interna; R. EXT - rotação externa..... 81
- Figura 26** – Comparação entre as velocidades angulares para a flexão e extensão e rotação interna e externa do joelho. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão; EXT - extensão; R. INT – rotação interna; R. EXT - rotação externa..... 82
- Figura 27** – Comparação entre as velocidades angulares para a flexão e extensão, adução e abdução e rotação interna e externa do tornozelo. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão plantar; DORS - dorsiflexão; ADU – adução; ABD - abdução; PRO – pronação; SUP - supinação..... 83
- Figura 28** – Porcentagem do local de acerto do alvo após cada chute e a quantidade de bolas que acertaram em cada local..... 85
- Figura 29** – Comparação do padrão cinemático angular entre os chutes que acertaram e erraram o alvo para o quadril, joelho e tornozelo do membro de chute. FA – fase apoio; FC – fase de chute. R. EXT – rotação externa; R. INT – rotação interna; FLEX – flexão; EXT – extensão; FLEX PL – flexão plantar; DORS – dorsiflexão. .... 86
- Figura 30** – Comparação do padrão cinemático angular entre os chutes que acertaram e erraram o alvo para o quadril, joelho e tornozelo do membro de suporte. FA – fase apoio; FC – fase de chute. ABD – abdução; ADU – adução; FLEX – flexão; EXT – extensão..... 87
- Figura 31** – Comparação da velocidade angular entre os chutes que acertaram e erraram o alvo para o quadril, joelho e tornozelo do membro de suporte. FA – fase apoio; FC – fase de chute. ABD – abdução; ADU – adução; R. EXT – rotação externa; R. INT – rotação interna; FLEX – flexão; EXT – extensão; PRO – pronação; SUP – supinação. .... 88

## TABELAS

<i>Tabela 1 – Características antropométricas, dominância para o membro de chute, tempo de prática no futsal e ordem das situações de chutes sorteadas para cada participante. ....</i>	<i>64</i>
<i>Tabela 2 – Média, desvio padrão, valor mínimo e máximo da velocidade da bola e do pé de chute. ....</i>	<i>84</i>
<i>Tabela 3 – Média e desvio padrão da velocidade da bola e velocidade linear do pé de chute. ....</i>	<i>88</i>
<i>Tabela 4 – Amplitude da articulação do quadril para os três eixos de movimento, de acordo com SMITH et al. (1997) e KAPANJI (2000) e as encontradas para este estudo no membro de chute e de suporte. ....</i>	<i>92</i>
<i>Tabela 5 – Amplitude da articulação do joelho para os três eixos de movimento, de acordo com SMITH et al. (1997) e KAPANJI (2000) e as encontradas para este estudo no membro de chute e de suporte. ....</i>	<i>92</i>
<i>Tabela 6 – Amplitude da articulação do tornozelo para os três eixos de movimento, de acordo com SMITH et al. (1997) e KAPANJI (2000) e as encontradas para este estudo no membro de chute e de suporte. ....</i>	<i>93</i>
<i>Tabela 7 – Velocidade da bola nos chutes com o membro dominante e não dominante encontrado em outros estudos. ....</i>	<i>106</i>

## FIGURAS DO APÊNDICE

- Figura 1** – Comparação entre as situações de chutes para a flexão e extensão e rotação interna e externa do quadril. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão; EXT - extensão; R. INT – rotação interna; R. EXT - rotação externa..... 134
- Figura 2** – Comparação entre as situações de chutes para a flexão e extensão e rotação interna e externa do joelho. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão; EXT – extensão; R. INT – rotação interna; R. EXT - rotação externa..... 134
- Figura 3** – Comparação entre as situações de chutes para a flexão plantar e dorsiflexão, adução e abdução e pronação e supinação do tornozelo. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão plantar; DORS - dorsiflexão; ADU – adução; ABD – abdução; PRO – pronação; SUP - supinação. .... 135
- Figura 4** – Comparação entre as velocidades angulares para a flexão e extensão, adução e abdução e rotação interna e externa do quadril. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão; EXT - extensão; ADU – adução; ABD - abdução; R. INT – rotação interna; R. EXT – rotação externa..... 136
- Figura 5** – Comparação entre as velocidades angulares para a flexão e extensão e rotação interna e externa do joelho. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão; EXT - extensão; R. INT – rotação interna; R. EXT – rotação externa..... 137
- Figura 6** – Comparação entre as velocidades angulares para a flexão plantar e dorsiflexão, adução e abdução e pronação e supinação do tornozelo. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão plantar; DORS - dorsiflexão; ADU – adução; ABD - abdução; PRO – pronação; SUP - supinação. .... 138
- Figura 7** – Comparação entre as situações de chutes para a flexão e extensão e adução e abdução do quadril. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão; EXT – extensão; ABD – abdução; ADU - adução. .... 139
- Figura 8** – Comparação entre as situações de chutes para a flexão e extensão e rotação interna e externa do joelho. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão; EXT – extensão; R. INT – rotação interna; R. EXT - rotação externa..... 139
- Figura 9** – Comparação entre as situações de chutes para a flexão plantar e dorsiflexão, adução e abdução e pronação e supinação do tornozelo. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão plantar; DORS – dorsiflexão; ADU – adução; ABD – abdução; PRO – pronação; SUP - supinação. .... 140
- Figura 10** – Comparação entre as velocidades angulares para a flexão e extensão e adução e abdução do quadril. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão; EXT - extensão; ADU – adução; ABD - abdução. .... 141
- Figura 11** – Comparação entre as velocidades angulares para a flexão e extensão e rotação interna e externa do joelho. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão; EXT - extensão; R. INT – rotação interna; R. EXT – rotação externa..... 141
- Figura 12** – Comparação entre as velocidades angulares para a flexão plantar e dorsiflexão, adução e abdução e pronação e supinação do tornozelo. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão plantar; DORS - dorsiflexão; ADU – adução; ABD - abdução; PRO – pronação; SUP - supinação. .... 142
- Figura 13** – Comparação do padrão cinemático angular entre os chutes que acertaram e erraram o alvo para o quadril, joelho e tornozelo do membro de chute. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão; EXT – extensão; ABD – abdução; ADU – adução; R. EXT – rotação externa; R. INT – rotação interna; PRO – pronação; SUP – supinação. .... 146
- Figura 14** – Comparação do padrão cinemático angular entre os chutes que acertaram e erraram o alvo para o quadril, joelho e tornozelo do membro de suporte. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão; EXT – extensão; R. EXT – rotação externa; R. INT – rotação interna; FLEX PL – flexão plantar; DORS – dorsiflexão; ABD – abdução; ADU – adução; PRO – pronação; SUP – supinação. .... 146
- Figura 15** – Comparação da velocidade angular entre os chutes que acertaram e erraram o alvo para o quadril, joelho e tornozelo do membro de chute. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão; EXT – extensão; ABD – abdução; ADU – adução; R. EXT – rotação externa; R. INT – rotação interna; FLEX PL – flexão plantar; DORS – dorsiflexão; PRO – pronação; SUP – supinação. .... 147
- Figura 16** – Comparação da velocidade angular entre os chutes que acertaram e erraram o alvo para o quadril, joelho e tornozelo do membro de suporte. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão; EXT –

*extensão; R. EXT – rotação externa; R. INT – rotação interna; FLEX PL – flexão plantar; DORS – dorsiflexão; ABD – abdução; ADU – adução. .... 147*

## TABELAS DO APÊNDICE

<i>Tabela 1 – Velocidade da bola para cada chute em cada situação para cada participante.....</i>	<i>143</i>
<i>Tabela 2 – Velocidade do pé de chute para cada chute em cada situação para cada participante.....</i>	<i>144</i>
<i>Tabela 3 – Local de acerto da bola em cada chute em cada situação para cada participante.....</i>	<i>145</i>

**Barbieri, F.A. O chute com o membro dominante e não dominante realizado com a bola parada e em deslocamento no futsal.**

**Resumo**

*O futsal tem sido estudado sob o enfoque de diversos temas e olhares. Neste trabalho o futsal foi analisado através da perspectiva da Biomecânica. O objetivo do estudo foi descrever o chute executado com o membro dominante e com o membro não dominante realizado com a bola parada e em deslocamento no futsal. Participaram dez jogadores da equipe de futsal adulta da UNESP – Campus Rio Claro, os quais realizaram dez chutes com a bola em deslocamento e dez chutes com a bola parada, sendo cinco chutes com cada membro para cada situação. Os chutes foram realizados com o dorso do pé, procurando empregar velocidade máxima a bola e objetivando acertá-la em um alvo de 1m<sup>2</sup> colocado no centro do gol. Os movimentos foram filmados por sete câmeras posicionadas de modo que enfocassem os marcadores passivos colocados em ambos os membros inferiores dos participantes. As imagens destes chutes foram transferidas para o computador e trabalhadas no software DVIDEOW, sendo realizado os processos de desentrelaçamento, sincronização, medição e reconstrução 3D. Após isso, ocorreu a suavização das através função LOESS e através do método de Euler foram calculados os ângulos de rotação das articulações. Para isso, foi definida uma base ortonormal associada a cada segmento corporal através dos versores **i**, **j** e **k**. A velocidade angular foi calculada através da derivada dos ângulos em função do tempo para cada articulação. Para o desempenho foram avaliados os acertos e erros do alvo. Para a velocidade da bola e velocidade do pé do membro de chute foi realizada, em função do tempo, uma regressão linear de primeiro grau para os eixos **X** e **Y** e uma regressão linear do segundo grau para o eixo **Z**, sendo a*

*velocidade média da bola e do pé calculada a partir da distância percorrida dividida pelo tempo de percurso. Os resultados para o padrão cinemático angular e velocidade angular apresentaram diferenças significativas entre o membro de chute e suporte dominante e não dominante, sendo que para o tipo de chute pequenas diferenças foram detectadas principalmente no momento de contato com a bola. Para o desempenho foi encontrado melhor rendimento com o membro dominante em relação ao não dominante e nos chutes com a bola parada em comparação com a bola em deslocamento. A velocidade da bola e do pé de chute apresentou maiores velocidades para o membro dominante do que não dominante e não houve diferença entre os tipos de chutes. Concluiu-se que os ângulos das articulações revelaram diferenças principalmente entre os chutes com o membro dominante e não dominante para o membro de chute e de suporte, sendo o posicionamento das articulações no momento inicial (1 a 20% do ciclo) e final (fase de contato) do chute os principais fatores para o rendimento do chute. Para o tipo de chute, algumas diferenças foram encontradas, sendo o momento de contato com a bola o instante crucial das diferenças para o desempenho. O membro de suporte se mostrou tão importante quanto o membro de chute. Ainda o desempenho, a velocidade da bola e a velocidade linear do pé de chute se apresentaram distintos para os chutes com o membro dominante e não dominante, favorecendo sempre o membro dominante. Para o tipo de chute a velocidade da bola e a velocidade linear do pé se mostraram similar entre os chutes com a bola parada e em deslocamento, só encontrando diferença no desempenho que favoreceu o chute com a bola parada.*

*Palavras chaves – Biomecânica; Futsal; Ângulos de Euler; Velocidade Angular*

## Capítulo 1 - Introdução

Quando assistimos a uma partida de futsal ou futebol sempre ouvimos o seguinte comentário quando um atleta realiza um chute ao gol com seu membro não dominante “Grande jogada, ainda que não era a sua perna boa (membro dominante)”, mesmo que esta jogada tenha sido lamentável. No entanto, o que causa mais estranheza deste comentário é o contentamento das pessoas envolvidas com a partida (comissão técnica – profissionais de Educação Física, jogadores, imprensa, etc) mediante a realização da ação com o membro não dominante apresentando um desempenho de baixa qualidade, o qual não resultou em gol e prejudicou uma possibilidade de ação ofensiva da equipe.

Desta forma, algumas questões instigam a mente dos pesquisadores. Será que é tão difícil ter desempenhos semelhantes com os membros contralaterais? Os desempenhos podem ser aproximados? Quais os aspectos ou características que diferenciam o movimento de chute realizado com o membro dominante e não dominante?

Quais as influências do movimento dos membros para o desempenho? Foram estas e outras questões que estimularam este trabalho. Para que este tema tivesse alguns esclarecimentos foi necessário estudar determinados movimentos dos membros inferiores que ocorrem durante o chute.

O estudo e compreensão dos movimentos corporais se apresentam como uma grande área para pesquisa entre os profissionais de Educação Física. Este campo de estudo desperta o interesse de muitos pesquisadores, sendo que nos movimentos dos esportes de alto rendimento se evidencia maior importância, pois existe a necessidade de eficiência máxima das ações corporais para se atingir os objetivos desportivos.

Entre as possibilidades acadêmicas de estudo das ações corporais, a Biomecânica se apresenta como uma vertente que tem foco principal na análise dos movimentos humanos, se configurando como um dos mais importantes pilares que sustentam a ciência do treinamento esportivo (AMADIO e SERRÃO, 2004).

Nesta linha, a cinemetria, dentro da Biomecânica, é a área responsável por avaliar os movimentos lineares e angulares dos seres humanos. De acordo com AMADIO et al. (1996), a cinemetria estuda a posição, a orientação, a velocidade e a aceleração dos segmentos corporais. Desta forma, uma maneira de se analisar os movimentos lineares e angulares de interesse é através de gráficos, o que facilita a identificação de padrões motores e a análise das habilidades dos atletas (CUNHA et al., 2002). Com isso, se consegue observar e definir padrões de movimentos o que pode auxiliar na otimização do movimento no que se refere a sua eficiência e economia.

A partir da definição de padrões de movimentos existe a possibilidade de se analisar e comparar movimentos podendo determinar onde e quando estão ocorrendo as diferenças nas ações estudadas. Com isso, existe a possibilidade de responder algumas questões sobre o movimento humano, como por exemplo, as assimetrias de movimento e de desempenho entre os membros inferiores contralaterais que se apresentam em jogadores de futebol e futsal.

Sabe-se que para um atleta ter ótima eficiência durante a prática do futebol e futsal é interessante que este desenvolva desempenho semelhante entre os membros homólogos. Assim, ele consegue realizar muito bem suas habilidades e também suas funções táticas, não ficando limitado a ações de certos movimentos ou a determinados locais de jogo. No entanto, sabe-se que cada atleta tem um grau maior ou menor de ambidestria.

De acordo com STAROSTA (1993), as equipes que possuem atletas ambidestros levam vantagens na técnica e na tática por causa da grande versatilidade e coordenação dos jogadores durante a partida. PORAC e COREN (1981) afirmam que pessoas ambidestras, devido à natureza do futebol, têm maior proficiência que pessoas que fazem uso apenas do membro dominante. Apesar destas informações, poucos atletas desenvolvem esta simetria de movimento e desempenho entre os lados, priorizando um dos membros para a realização dos movimentos. Este membro é denominado de preferido ou dominante, que é o membro que apresenta melhor desempenho.

No caso do futsal isto não é diferente. Os atletas desta modalidade fazem uso quase que exclusivamente do seu membro dominante, ainda mais quando a finalidade é realizar um chute. Esta diferenciação entre os lados nos movimentos de chute é palco de diversos estudos da Biomecânica (McLEAN e TUMILTY, 1993; STAROSTA, 1993; BARFIELD, 1995; PATRITTI, 1997; BARFIELD et al., 2002; DÖRGE et al., 2002; NUNOME et al., 2006). No entanto, a maioria dos trabalhos analisa o chute com a bola em posição estacionária, sendo que o chute com a bola em deslocamento, que é muito utilizado durante a partida de futsal, não aparece como foco de estudo. Este tipo de chute resulta da preparação da bola por um atleta para seu companheiro realizar a ação de finalização com a bola em deslocamento. De acordo com FERREIRA (1999), 69% das finalizações que ocorrem no futsal são decorrentes de chutes com a bola em deslocamento, contra 25% com a bola parada, sendo que a eficiência encontrada para este tipo de chute é de apenas 8%, se mostrando muito relevante para o rendimento do atleta no jogo, já que é bastante utilizado e pouco efetivo.

Contudo, para se descrever e comparar os movimentos de chutes é necessário utilizar uma ferramenta que o avalie tridimensionalmente. Na Biomecânica existem inúmeras formas de se realizar este tipo de análise. Para isso, primeiramente deve ser realizada a modelagem do corpo. Uma forma de modelagem dos segmentos corporais é considerar cada segmento como rígidos conectados por articulações principais, o que simplifica a análise do movimento do sistema (TIPLER, 1978). Sabe-se que qualquer corpo rígido no espaço 3D tem seis graus de liberdade, o que significa que ele necessita de seis coordenadas independentes para descrever sua posição e orientação neste espaço

(VAUGHAN et al., 1992). As seis coordenadas necessárias para a determinação da posição e orientação do corpo podem ser, entre outras, as três coordenadas cartesianas e os três ângulos de rotação de um sistema de coordenada fixado ao corpo em estudo, em relação a um determinado sistema de coordenadas. Sabe-se também que ao determinar as coordenadas espaciais de três pontos não-colineares fixados ao corpo rígido obtêm-se nove coordenadas e três vínculos (distâncias entre os pontos) suficientes para posicioná-lo e orientá-lo no espaço. A partir da determinação do corpo no espaço existem inúmeras maneiras de se descrever os movimentos e as rotações que ocorrem. Uma forma de se realizar este tipo de análise é através da convenção dos ângulos de Euler (CHAO, 1980; HUANG et al., 1980; ZATSIORSKY, 1998), podendo assim identificar o grau de rotação que ocorre em determinada articulação.

Através da determinação dos ângulos das articulações existe a possibilidade de encontrar a velocidade angular dos movimentos a partir da derivada do ângulo (LEVANON e DAPENA, 1998; LEES e NOLAN, 2002; NUNOME et al., 2002). Então, com a quantificação dos ângulos de rotação e da velocidade angular das articulações, consegue-se definir, analisar e comparar padrões cinemáticos angulares dos movimentos de interesse.

É perceptível que a Biomecânica pode analisar e comparar padrões de movimentos, abrindo-se espaço para auxiliar na compreensão do processo de aprendizagem e de controle motor do movimento de chute. Portanto, o estudo comparativo entre os chutes realizados com os membros homólogos com a bola parada e em deslocamento acarretará em novas informações para os profissionais de Educação Física que poderão ter mais

recursos para o ensino de seus atletas e alunos durante a aprendizagem e treinamento do futsal.

Deste modo, com este estudo busca-se responder as seguintes questões:

- Existem diferenças angulares entre as articulações do membro dominante e respectivas articulações do membro não dominante?
- As articulações do membro dominante apresentam velocidades angulares maiores que as respectivas articulações do membro não dominante tanto nos chutes com a bola parada quanto nos chutes com a bola em deslocamento?
- O chute realizado com o membro dominante apresenta maior velocidade da bola, velocidade linear do pé de chute e melhor desempenho que o chute realizado com o membro não dominante em ambas situações de chute?

A partir destas questões, busca-se entender neste trabalho o que ocorre no chute com a bola parada e em deslocamento e também analisar quais as diferenças presentes entre os chutes realizados com o membro dominante e não dominante que podem causar prejuízo no desempenho do atleta durante a partida de futsal. Desta forma, pode-se apresentar alternativas para diminuir estas assimetrias entre os membros e, assim, aprimorar a destreza dos atletas na prática do futsal. De tal modo, a partir da análise das variáveis citadas, será possível auxiliar os profissionais de Educação Física para uma intervenção mais detalhada e precisa do movimento de chute com a bola parada e em deslocamento. Com isso, há possibilidade de se obter melhores resultados e menor assimetria entre os membros, além de ter um conhecimento mais preciso sobre a habilidade chutar. Estas informações são essenciais para a melhora do desempenho dos atletas, pois o sucesso no

futsal advém de uso similar e com desempenhos semelhantes durante as ações do jogo dos membros dominante e não dominante.

Para isso, o estudo foi organizado da seguinte maneira:

- “Capítulo I – Introdução” apresentou um quadro geral do estudo e suas possibilidades;
- “Capítulo II – Objetivo do estudo” evidenciou quais os objetivos e perspectivas buscadas com o estudo;
- “Capítulo III – Revisão da Literatura” faz relevância a trabalhos prévios relacionados à área de interesse, seja pelo método empregado, resultados encontrados ou outras informações, auxiliando na sustentação da investigação;
- “Capítulo IV – Matérias e Métodos” apontou todos os procedimentos seguidos para as coletas de dados, a forma de análise e como os resultados foram apresentados;
- “Capítulo V – Resultados” apresentou os resultados obtidos;
- “Capítulo VI – Discussão” vislumbrou os principais dados encontrados comparando com outros estudos e buscando explicações para os resultados encontrados;
- “Capítulo VII – Conclusão” trouxe a tona os fatos mais relevantes encontrados no estudo e as possibilidades que eles acarretam.

## **Capítulo 2 - Objetivo do estudo**

### **2.1. Objetivo Geral**

Descrever e determinar o padrão cinemático angular das articulações do quadril, joelho e tornozelo do membro de chute e de suporte. Isto foi analisado para o chute com o dorso do pé realizado com a bola parada e em deslocamento executado com o membro dominante e não dominante no futsal, verificando as diferenças existentes entre os dois tipos de chute e entre os membros inferiores contralaterais.

### **2.2. Objetivos Específicos**

- Orientar a pelve, a coxa, a perna e o pé através de sistemas de referências fixadas em cada segmento;

- Analisar os ângulos de Euler e a velocidade angular para as articulações do quadril, joelho e tornozelo do membro de suporte e do membro de chute nas diferentes situações de chute;
- Analisar o desempenho, a velocidade da bola e a velocidade linear do pé de chute nas quatro situações de chute;
- Verificar as diferenças intersujeitos para a velocidade da bola e velocidade linear do pé de chute;

## **Capítulo 3 - Revisão de literatura**

Este capítulo foi organizado por temas de interesse para o trabalho. Primeiramente foi dissertado sobre o aparecimento e a definição da preferência pedal, apresentando trabalhos que apresentam formas de definição da preferência pedal e também referendam a maior ou menor utilização dos membros inferiores contralaterais. Em seguida foram apresentadas formas de análise do movimento humano, se voltando para a Biomecânica, apresentado convenções de análises tridimensionais do movimento e trabalhos que fazem uso disso para a análise dos chutes. E por último foram apresentados estudos relevantes para este trabalho que analisaram o movimento de chute e as diferenças contralaterais.

### **3.1. Preferência pedal**

Sabe-se que os seres humanos têm preferência por um dos membros, direito ou esquerdo, tanto para os membros superiores quanto para os membros inferiores. Diante

disso, alguns pesquisadores tentam explicar o porquê da existência de um membro preferido ou dominante. Alguns autores acreditam na diferenciação funcional dos hemisférios cerebrais como genitora dos membros dominantes e não dominantes (NACHSHON et al., 1983; GABBARD e HART, 1996; SADEGHI et al., 2000). No entanto, outros autores acreditam em fatores genéticos como criadores da dominância (QUIRÓS e SCHRAGER, 1979 apud NEGRINE, 1986). Também se defende que aspectos ambientais podem influenciar neste processo (GOBBI et al., 2001; TEIXEIRA et al., 2003).

O membro dominante é conhecido como o membro que se tem preferência de uso em ações motoras voluntárias (PETERS, 1988; GABBARD e HART, 1996; SADEGHI et al., 2000). De acordo com SADEGHI et al. (2000) e GOBBI, SECCO e MARINS (2001) a preferência pedal é definida de acordo com o papel do membro na tarefa. Isto ocorre, pois um membro é dominante para determinada tarefa enquanto que para outra é o seu membro contralateral.

De acordo com PREVIC (1991), não existe membro inferior dominante, pois um dos membros é usado para suporte enquanto o outro é utilizado para a ação. Desta forma, para as pessoas ditas destros, para o membro inferior, o membro direito é dominante para a realização do chute - membro de chute - e não dominante para o suporte e estabilização do corpo quando o chute é realizado com o membro esquerdo - membro de suporte. Para as pessoas ditas sinistras, ocorre o mesmo, mas de maneira inversa, sendo o membro esquerdo o dominante para a realização do chute.

Outros autores definem o membro preferido como o membro utilizado para a manipulação de um objeto ou para iniciar um movimento e não dominante como o membro utilizado para o suporte (PETERS, 1988; COREN, 1993; GABBARD e HART, 1996). No entanto, esta definição para o caso do chute não convém, pois esta é uma ação bilateral, tendo um membro dominante para o contato com a bola e o outro membro como dominante para o suporte do movimento. Desta forma, esta segunda definição não é a mais adequada para este trabalho. Assim, será utilizada a definição de SADEGHI et al. (2000) e GOBBI et al. (2001). Esta definição da preferência pedal de acordo com o papel na tarefa é freqüentemente apresentada através da assimetria funcional e soluciona teoricamente dois principais objetivos da locomoção humana: estabilidade e velocidade (GOBLE et al., 2003).

No entanto, muitos estudos afirmam que a maioria das pessoas é destra para a realização da ação e sinistra para o suporte do corpo (GENTRY e GABBARD, 1995; GABBARD e HART, 1996; HART e GABBARD, 1997; REIB e REIB, 1997; SADEGHI et al., 2000). Entretanto, outros autores não confirmam esta tendência (HERMINI et al., 1997). No caso do futsal e do futebol, pesquisas evidenciam que a maior parte dos jogadores são destros para as ações durante os jogos (CAREY et al., 2001).

Para se determinar a preferência pedal é comum utilizar questionários ou inventários sobre possíveis tarefas a serem realizadas e também avaliações práticas como chutar a bola ao gol, equilibrar em um pé, subir em uma cadeira, etc. CHAPMAN et al. (1987) analisaram 11 inventários e encontraram que a tarefa de chutar uma bola aparece como o teste predominante para determinar a preferência pedal. PORAC e COREN (1981),

PETERS (1988) e GABBARD e HART (1996) também estabelecem que o chute é ideal para determinar a preferência pedal.

Desta forma, para determinar a preferência pedal das pessoas é interessante além de utilizar inventários, propor avaliações práticas. Assim, este estudo optará por realizar a definição do membro dominante através de uma avaliação prática de chute. Também será utilizado o inventário de COREN (1993) adaptado. Este inventário analisa a preferência manual, pedal, auditiva e do olho. No entanto, a análise para esta pesquisa ficará restrita as questões referentes à preferência pedal.

### **3.2. Formas de análise do movimento humano**

A descrição quantitativa de movimentos humanos tem despertado grande interesse em diferentes áreas do conhecimento. Uma que mais tem se dedicado a este tipo de análise é a biomecânica que apresenta como um dos seus objetivos a caracterização e otimização das técnicas de movimento. No entanto, sabe-se que os movimentos realizados diariamente e também os movimentos esportivos ocorrem em mais de um plano de movimento. Assim, uma análise 3D é imprescindível.

Para este tipo de análise, o primeiro passo é realizar a modelagem do corpo humano. Uma forma de modelagem é aproximar o segmento como um corpo rígido. Desta forma, o corpo conserva sua forma durante o movimento (ALONSO e FINN, 1972) e apesar de todos os corpos naturais serem deformáveis, em maior ou menor grau, a aproximação como corpo rígido é freqüentemente muito boa e simplifica a análise do

movimento do sistema (TIPLER, 1978; ANDRADE et al., 2004). Esta é a forma de modelagem geralmente utilizada em estudos biomecânicos.

Para a definição da posição e orientação de um segmento é necessário pelo menos três pontos não colineares conhecidos distribuídos ao longo deste. Assim, se obtém nove coordenadas e três vínculos (distâncias entre os pontos) que são suficientes para reconstruir a orientação para determiná-lo no espaço. No caso do estudo do chute, analisa-se o movimento de quatro segmentos rígidos - pelve, coxa, perna e pé - conectados por três articulações - quadril, joelho e tornozelo. Para a definição do segmento, é interessante a utilização de localizações anatômicas (WU et al., 2002). No entanto, algumas regiões do corpo humano têm difícil acesso palpatório devido a sua configuração anatômica. Porém, algumas vezes é necessária à localização de pontos anatômicos em regiões corporais deste tipo.

A orientação de um segmento corporal é conseguida através da determinação de um sistema local de coordenadas, ou seja, um sistema anexado ao segmento. Esse sistema movimenta-se em relação a um sistema de coordenadas fixo no local de coleta, como por exemplo, o sistema de coordenadas do laboratório, que não sofre modificações no decorrer do tempo.

Após a definição e orientação dos segmentos corporais existem algumas convenções para representar os movimentos articulares como:

- os ângulos de Cardan (DAVIS et al., 1991; LEVANON e DAPENA, 1998; BAKER, 2001; SCHACHE et al., 2001);

- goniometria (KINZEL et al., 1972; TOWNSEND et al., 1977);
- ângulos de Euler (CHAO, 1980; WOLTRING, 1994; GROWNEY et al., 1997; NOVOTNY et al., 2001; ANDRADE et al., 2004; KELLIS et al., 2004; EL-GOHARY, 2005; THOMAZ, 2005; NUNOME et al., 2006); etc.

Para se determinar os ângulos de Euler e de Cardan utiliza-se à rotação do segmento proximal em relação ao segmento distal (CHAO, 1980; HUANG et al., 1980; ZATSIORSKY, 1998). Assim, pode-se quantificar e identificar os movimentos anatômicos de flexão e extensão, abdução e adução e rotação interna e externa das articulações (SMITH et al., 1997; KAPANJI, 2000).

A diferença existente entre os ângulos de Euler e os de Cardan é de acordo com a seqüência de rotação assumida, pois se o eixo da última rotação coincidir com o eixo da primeira rotação esta é chamada de ângulos de Cardan. Mas, se o eixo da última rotação for diferente do eixo da primeira rotação esta é denominada de ângulos de Euler (ZATSIORSKY, 1998).

Existem duas convenções mais utilizadas para a definição dos ângulos de Euler. A primeira se nomeia como sistema de dois-eixos (CHAO, 1980) e a segunda como sistema de três-eixos (CHAO, 1980). Neste trabalho será utilizado o segundo sistema. De acordo com CHAO (1980), HUANG et al. (1980) e ZATSIORSKY (1998), na segunda definição, os ângulos de Euler ocorrem como uma seqüência de três rotações em relação a três eixos independentes numa seqüência aeroespacial, sendo possível determinar seis maneiras de se chegar ao mesmo objetivo.

Existem duas vantagens de se utilizar os ângulos de Euler. A primeira é que os componentes dos movimentos das articulações são definidos baseados nos segmentos e a segunda é que os três componentes rotacionais podem ser realizados em seqüências distintas que se chegará ao mesmo resultado final (CHAO, 1980). Mas para atingir total eficiência do método devem-se definir corretamente tanto os segmentos quanto como ocorrerão os movimentos de rotação. Além disso, é recomendável que se utilize a mesma convenção angular para todos os segmentos e articulações (WOLTRING, 1994). Todas essas preocupações devem ser tomadas para evitar confusões e erros no momento da interpretação dos dados.

### **3.2.1. Convenções para representar 3Dmente os ângulos articulares aplicados ao movimento de chute**

Os ângulos de Cardan e Euler se apresentam como uma forma eficiente de se analisar o movimento de chute. Alguns autores utilizaram destas convenções para análise do chute no futebol.

LEVANON e DAPENA (1998) analisaram o chute com o dorso do pé (chute de potência) e o chute com a parte medial do pé (chute de precisão). Seis participantes executaram duas tentativas para cada tipo de chute com o membro preferido. Os chutes foram analisados da retirada do membro de chute do solo até o contato com a bola. A velocidade da bola foi medida a partir dos cinco ou seis primeiros quadros após o contato do pé com a bola e calculada através de uma linha reta ajustada para os eixos **X** e **Y** em função do tempo e uma parábola com segunda derivada igual  $-9,81 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  ajustada para o

eixo **Z** em função do tempo, sendo calculado suas componentes de velocidade. A orientação dos planos coxa-perna e perna-pé foram realizadas com a utilização de um vetor ortonormal a estes planos e expressa em coordenadas esféricas (latitude e longitude). Para o cálculo dos ângulos articulares foram definidos os sistemas locais de coordenadas de cada segmento (pelve, coxa, perna e pé). A construção destes sistemas foi possível com o auxílio dos 21 marcadores de superfície fixados no participante em acidentes anatômicos identificados pelos pesquisadores. Os ângulos de rotação das articulações do quadril, do joelho e do tornozelo foram expressos pelos ângulos de Cardan. As rotações seguiram a seqüência **X**, **Y** e **Z**, sendo que a segunda e terceira rotação ocorreram sobre o eixo que já havia sofrido rotação. Os movimentos realizados por estas articulações foram de flexão e extensão que ocorreram em torno do eixo **X**, de abdução e adução em torno do eixo **Y** e de rotação interna e externa em torno do eixo **Z**. Também foram descritos, da mesma forma, os movimentos da pelve e definidos os movimentos de anteversão e retroversão, inclinação direita e esquerda e rotações interna e externa. Os movimentos das articulações do quadril e do tornozelo com os ângulos com valores positivos foram relacionados à flexão, adução e rotação interna. Na articulação do joelho os valores negativos representavam o movimento de flexão. Para a pelve os ângulos com valores positivos foram relacionados aos movimentos de retroversão, elevação lateral direita e rotação interna.

Os autores encontraram diferenças claras entre os dois tipos de chutes. Os chutes de potência tiveram velocidade média de  $28,6 \pm 2,2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ . Nestes chutes, o plano coxa-perna realizou a rotação no sentido anti-horário e manteve-se próximo à posição neutra entre as fases de apoio e finalização. Isto causa mudanças na orientação do quadril

que contribuem para aumentar o movimento do joelho. A orientação do plano perna-pé no instante do impacto com a bola foi muito importante para o desempenho do chute. Este plano mostrou um sinal negativo em relação ao plano coxa-perna, indicando que esta orientação do pé é necessária para assegurar o impacto com a região medial superior do dorso do pé.

NUNOME et al. (2002) também analisaram os chutes com o dorso do pé e com a parte medial do pé, realizados com o membro dominante. Os autores buscaram identificar os aspectos cinemáticos destes chutes. Participaram cinco jogadores do ensino médio entre 14 e 18 anos. Os chutes foram analisados durante o mesmo ciclo de movimento do trabalho anterior. A velocidade da bola foi calculada a partir das mesmas equações já descritas no trabalho acima. Para o cálculo da velocidade e aceleração angular das articulações foram definidos sistemas locais de referência, definindo os movimentos angulares das articulações através da subtração entre os segmentos inferiores. Assim, eles obtiveram três componentes para a articulação do quadril (adução e abdução, flexão e extensão, rotação interna e externa), duas componentes para a articulação do joelho (flexão e extensão e rotação interna e externa) e duas componentes para a articulação do tornozelo (dorsiflexão e flexão plantar e inversão e eversão). Nos chutes com o dorso do pé foi encontrado que a rotação externa do quadril foi muito pequena, sendo diferente para o chute com a parte medial do pé, para o joelho houve um aumento da velocidade angular para o contato com a bola, mas não apresentando diferença entre os chutes. Para o tornozelo também não foi encontrada diferença entre os chutes, apresentando pequena alteração nos

movimentos de flexão plantar e dorsiflexão e de inversão e eversão. A velocidade do chute com o dorso do pé foi de  $23,4 \pm 1,7 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ .

Nos dois trabalhos acima citados encontram-se informações muito relevantes para a análise do chute, pois eles analisam os movimentos articulares do membro inferior, indicando o que ocorre em cada uma das articulações e apresentando como o movimento do chute com o dorso do pé com o membro dominante se desenvolveu, o que auxilia no seu entendimento.

NUNOME et al. (2006) realizaram um outro trabalho utilizando o mesmo método. O objetivo do trabalho foi comparar o momento da articulação e a interação entre os segmentos em chutes com o dorso do pé realizados com o membro dominante e não dominante. Cinco atletas destros habilidosos (média idade - 16,8 anos) foram filmados a 200 Hz realizando cinco chutes com máxima força a 11 metros do gol, buscando acertar um alvo de  $1 \text{ m}^2$  posicionado no centro do gol. Para análise foram selecionados os dois chutes que acertaram o alvo ou passaram próximo e que os investigadores e o atleta acharam como um bom chute. Foram analisadas as velocidades da bola, velocidade do pé e velocidade angular da coxa e da perna. Os resultados apresentaram maiores valores para as variáveis analisadas do membro dominante, encontrando diferenças na velocidade da bola  $32,1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  para o membro dominante e  $27,1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  para o não dominante. Os autores concluíram que existe diferença cinemática entre os membros. Mas, que a maior velocidade da bola no chute com o membro dominante não foi causada pela melhor interação intersegmentar e sim pela condição do lado dominante gerar uma força muscular maior que o outro lado.

Este é o único estudo que utiliza esta convenção para análise do chute com o membro dominante e não dominante, apesar de ser uma maneira de análise bastante utilizada na análise de outros movimentos.

KELLIS et al. (2004) analisaram a cinemática da articulação do joelho, o padrão da atividade eletromiográfica e a força de reação do solo do chute com o dorso do pé em três diferentes ângulos de aproximação. Dez atletas amadores chutaram cinco vezes, a uma distância de 11 metros do gol (realizado em laboratório), em cada ângulo de aproximação -  $0^\circ$ ,  $45^\circ$  e  $90^\circ$  - entre o participante e a bola. A ordem do ângulo da corrida de aproximação foi definida de forma randômica. Os chutes foram filmados por duas câmeras (120 Hz) e também foi utilizada uma plataforma de força para avaliar a força de reação do solo e um eletromiógrafo para analisar os músculos de interesse. Foi permitido para o participante um passo para a aproximação da bola, respeitando o ângulo de aproximação definido. Os chutes foram realizados com o membro dominante. Para descrever a posição e orientação da coxa e da perna do membro de suporte foi utilizada a equação dos ângulos de Euler. Os autores definiram o sistema Cartesiano do laboratório com o eixo **Y** em direção ao gol, o eixo **Z** na vertical e o eixo **X** perpendicular ao plano **ZY**. Os movimentos de flexão e extensão das articulações foram determinados na rotação em relação ao eixo médio-lateral. A rotação interna e externa em relação ao eixo longitudinal da tibia. A adução e abdução definida como a rotação que ocorreu em relação ao eixo perpendicular para o eixo médio-lateral e longitudinal. Valores positivos representavam flexão, abdução e rotação externa. A velocidade da bola foi medida da mesma forma que nos trabalhos anteriores. Para verificar as diferenças foram utilizadas análise de variância (ANOVA two-

way) com medidas repetidas para analisar os efeitos do ângulo de aproximação, quando houve interação foi realizado um teste *post hoc* de Tukey para verificar onde ocorriam as diferenças. Os resultados apontaram para similaridade na velocidade da bola dos chutes em diferentes ângulos de aproximação ( $0^\circ$ -  $19,79 \pm 3,49 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ;  $45^\circ$ -  $20,43 \pm 2,44 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ;  $90^\circ$ -  $23,54 \pm 3,09 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ). Os autores concluíram que chutes com maiores ângulos de aproximação resultam em maiores forças de reação do solo no sentido médio-lateral e posterior, o que pode prejudicar o desempenho no movimento de chute.

THOMAZ (2005) teve como objetivo definir as orientações dos segmentos envolvidos na ação do chutar e comparar dois tipos de chutes – potência e precisão – através das variáveis angulares do segmento pelve e das articulações do quadril, joelho e tornozelo. Participaram deste estudo três jogadoras destras que realizaram dez chutes de potência (contato com o dorso do pé) e dez chutes de precisão (contato com a parte medial do pé). Os chutes simularam a cobrança de penalidade máxima no futebol e as participantes tinham como objetivo acertar um alvo de  $1 \text{ m}^2$  posicionado no centro do gol. Para análise dos movimentos, os chutes foram filmados por quatro câmeras digitais. As imagens foram tratadas no *software* DVIDEOW e suavizadas através da função *LOESS*. As definições dos sistemas de orientação foram modificadas de LEVANON e DAPENA (1998) e ANDRADE et al. (2004). Os ângulos da pelve e das articulações do quadril, joelho e tornozelo foram calculados através da utilização da convenção dos ângulos de Euler. Desse modo, os ângulos articulares foram avaliados segundo a seqüência  $\varphi$ ,  $\theta$ ,  $\psi$  ( $\mathbf{k}$ ,  $\mathbf{j}'$  (já rodado),  $\mathbf{i}''$  (rodado duas vezes). Na pelve os movimentos de anteversão/retroversão foram representados pelo ângulo  $\varphi$ , inclinação lateral esquerda/direita foi representada pelo

ângulo  $\theta$  e o movimento de rotação à direita/esquerda foram representados pelo ângulo  $\psi$ . Os movimentos de flexão/extensão foram indicados pelo ângulo  $\varphi$ , para as articulações do quadril, joelho e tornozelo, porém para o tornozelo estes movimentos recebem os nomes de dorsiflexão/flexão plantar. Os movimentos de abdução/adução foram indicados pelo ângulo  $\theta$  para a articulação do quadril. Os movimentos de rotação interna/externa foram representados pelo ângulo  $\psi$  para as articulações do quadril, sendo que esse mesmo ângulo representa os movimentos de inversão/eversão realizados pela articulação do tornozelo. Os valores positivos dos ângulos articulares foram relacionados aos movimentos de: retroversão, inclinação lateral para a direita e rotação à esquerda para a pelve; flexão, adução e rotação interna para o quadril; extensão para o joelho; dorsiflexão, rotação externa e inversão para o tornozelo.

Os resultados apresentaram um valor de acurácia de 10,68 milímetros. Foram encontradas diferenças no movimento de inclinação lateral direita e esquerda do segmento pelve e também nos movimentos de rotação interna/externa. A articulação do quadril apresentou diferenças nos movimentos de abdução/adução, a articulação do joelho apresentou diferenças no movimento de flexão durante o apoio do pé de suporte com o solo até o completo aplainamento do mesmo. E a articulação do tornozelo apresentou diferenças nos movimentos de dorsiflexão/flexão plantar. Concluiu-se que existem diferenças entre os dois tipos de chutes.

Os trabalhos acima descritos apresentam as possibilidades que os métodos de orientação dos segmentos trazem para a análise dos movimentos de chute. Este tipo de metodologia consegue descrever os movimentos precisamente e abarcar vários tipos de

análise, o que para o estudo do movimento é extremamente importante. Além disso, este tipo de análise para o movimento de chute se mostra muito eficaz.

### **3.3. Análise cinemática do movimento de chute**

Quando é realizado o movimento de chute, como esta é uma ação bilateral, utilizam-se os dois membros ao mesmo tempo. O membro que tem o contato com a bola é conhecido como membro de chute e o que dá sustentação para o corpo chamado de membro de suporte. No entanto, mesmo sendo os dois utilizados durante o chute, a maioria dos estudos analisam apenas o membro de chute.

O tipo de chute que se tem mais estudado é o chute realizado com o dorso do pé. Esta forma de chutar envolve uma complexa interação entre o ângulo de aproximação, contato do pé de suporte com o solo e a transferência do movimento do segmento proximal para o distal (BARFIELD et al., 2002).

Desta forma, a análise do membro de suporte tem sido negligenciada. Apesar disso, este membro tem relevante importância durante o movimento de chute, pois além de sustentar o corpo, seu posicionamento pode auxiliar o movimento e assim melhorar o desempenho do atleta. Para este fim, existem algumas variáveis importantes como a posição do pé em relação à bola, o posicionamento angular das articulações deste membro, a velocidade angular das articulações, entre outras. STAROSTA (1993) afirma que para melhorar o chute é necessária atenção ao membro de suporte para que este auxilie de forma adequada ao membro de chute. Além disso, o membro de suporte pode contribuir para aumentar a velocidade da bola pelo seu movimento de rotação contrário a direção de chute

(LUHTANEN, 1994). Desta forma, foram apresentados trabalhos relevantes para o membro de chute e de suporte.

ISOKAWA e LEES (1988) e LUHTANEN (1988) investigaram o movimento de contato do pé com a bola, verificando a seqüência de movimento dos segmentos do membro inferior de chute. Os autores encontraram que o segmento proximal inicia o movimento, mas ele diminui sua velocidade linear no momento que o segmento distal aumenta sua velocidade angular. PUTNAN (1991) e GOURGOULIS et al. (2002) afirmam que o segmento proximal começa a diminuir sua velocidade angular antes do segmento distal atingir sua velocidade angular máxima, sendo este um aspecto importante para a seqüência proximal-distal do movimento de chute.

Com estas combinações de aumento de velocidade do segmento distal e diminuição do segmento proximal, o pé atinge uma grande velocidade para o contato com a bola, permitindo assim que se alcance uma velocidade maior do chute. O início de movimento de rotação da coxa do membro de chute se inicia justamente no momento em que o pé deste membro deixa o solo, atingindo alta velocidade e diminuindo esta velocidade por causa da flexão do quadril quando a perna está aumentando sua velocidade angular (PUTNAN, 1991).

De acordo com LUHTANEN (1994) o chute com o dorso do pé de amadores atinge velocidades entre  $17 - 28 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ . Já o chute de jogadores profissionais fica entre  $32 - 35 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ . Estas diferenças aparecem porque os atletas profissionais conseguem maximizar a velocidade angular da coxa e da perna. Este autor afirma que a velocidade da bola é

aproximadamente 1,2 vez mais rápido que a velocidade do pé de chute e que a precisão do chute depende do tamanho da área de contato entre o pé e a bola. No entanto, para maior precisão do chute é necessário diminuir em mais ou menos 20% a velocidade máxima da bola (ASAMI et al., 1976), comprovando a Lei de Fitts (FITTS, 1954) que afirma haver uma troca entre velocidade e precisão. Desta forma, FITTS (1954) descobriu que a amplitude, a precisão solicitada e o tempo de movimento resultante poderiam ser combinados de uma maneira simples, sendo expresso em uma única equação:

$$TM = a + b [\text{Log}_2 (2 * A/W)]$$

Onde a e b são constantes; TM – tempo de movimento; A – amplitude de movimento; W – largura do alvo;  $\text{Log}_2$  – índice de dificuldade de movimento.

Com isso, o autor afirma que os movimentos mais lentos são mais precisos pelo menos em parte pela simples adequação destes componentes.

VALETA (1998) analisou o posicionamento do pé de suporte em relação à bola durante o chute realizado com o dorso do pé, utilizando como participantes três crianças destras que executaram os chutes da marca do pênalti visando acertar um quadrante do gol pré-estabelecido. As filmagens foram divididas em duas etapas: pré-teste e pós-teste e no intervalo entre as duas etapas os atletas foram submetidos a uma metodologia de treinamento. Os resultados apontaram que após o treinamento houve uma melhora bastante significativa no desempenho 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 no desempenho do chute executado com o dorso do pé.

LARA JÚNIOR (2003) analisou o posicionamento angular do pé de suporte e sua influência na direção de saída da bola parada durante o chute no futebol. Nove jogadores juvenis (15 e 17 anos) executaram três séries de seis chutes a gol - cada série para um determinado local do gol - com a parte medial do pé e partindo de uma distância de 3 metros da bola. O autor pôde concluir que das quatro fases de colocação do membro de suporte classificadas no estudo - fase de suporte do calcanhar, fase em que o membro está totalmente apoiado, fase em que o membro de chute toca na bola e fase do 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. O autor afirma também que não há grande variação no ângulo da posição do pé de suporte ao longo da execução do movimento, ou seja, fixado o calcanhar, a posição do membro de suporte tende a permanecer fixo até o final do chute.

A conclusão apresentada deste trabalho se mostra capciosa, pois é duvidoso que o membro de suporte permaneça fixo após o seu posicionamento, já que o corpo continua em movimento e assim os ângulos articulares do membro de suporte vão se alterar mediante a isto.

No entanto, todas estas conclusões apresentadas pelos autores são sobre o chute com a bola parada. O único trabalho encontrado na literatura pesquisada que analisa, além do chute com a bola parada, o chute com a bola em deslocamento foi o de TOL et al. (2002). Os autores analisaram o chute com a bola em posição estacionária e o chute com a bola em deslocamento após esta descer uma rampa, verificando como ocorre a flexão plantar em relação ao aparecimento de certas lesões. A rampa tinha 1,33 metros de altura e

2,57 metros de comprimento e estava posicionada a 6,20 metros e a 55° do local do chute, estando entre o gol e o local de chute. A bola chegava para o participante com velocidade de  $2,2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ . Cada um dos 15 participantes destros para o membro de chute realizou cinco chutes em cada situação com o máximo de força. A corrida de aproximação foi escolhida pelo indivíduo. Os autores encontraram que não existe diferença na velocidade da bola entre o chute realizado com a bola parada ( $24,3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) e o chute realizado com a bola em deslocamento ( $24,9 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) e que a flexão plantar do tornozelo do membro de chute varia entre  $26,1^\circ$  e  $47,6^\circ$  no movimento de chute.

Cabe ressaltar que neste trabalho o objetivo foi de analisar a possibilidade de aparecimento de lesões durante o movimento de chute, não se preocupando com a disposição da articulação para o contato com a bola, faltando dados importantes para o entendimento do chute com a bola em deslocamento.

### **3.4. Diferenças entre os membros contralaterais no movimento de chute**

Após apresentar algumas informações relevantes sobre o chute, é importante para este estudo apresentar pesquisas que tragam informações sobre as diferenças entre os membros homólogos no movimento de chute, no entanto, como já relatado, os estudos só analisam o chute com a bola parada.

McLEAN e TUMILTY (1993) investigaram as assimetrias na característica de dois tipos de chutes (rasteiro e “cavadinha”). Doze jogadores juniores (16,8 anos) foram analisados, sendo apenas um jogador sinistro. A preferência pedal dos jogadores foi determinada pelo treinador dos atletas. Cada participante realizou dois chutes com cada

membro para cada tipo de chute com limitação de três passos na corrida de aproximação. Os autores analisaram o desempenho (acerto ou erro de um local delimitado), a velocidade da bola através de um radar, a distância do pé de suporte à bola e a velocidade do pé no contato com a bola. Os autores encontraram diferenças entre os lados para o chute rasteiro, verificando diferenças no desempenho (16 acertos para o membro dominante e 8 acertos para o membro não dominante), para velocidade da bola ( $21,94 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  - membro dominante e  $18,33 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  - não dominante) e para distância do pé de suporte para a bola. Para a “cavadinha” só houve diferença na distância do pé de suporte para a bola. Eles concluíram que a “cavadinha” foi um chute difícil para ambos os lados e por isso não foi apresentada maior assimetria. No chute rasteiro existe uma assimetria na comparação da cinemática entre os chutes executados pelo membro dominante e não dominante. Isto evidencia uma diferença na técnica e na velocidade do chute entre os lados. Os autores sugerem mais estudos sobre este assunto para responder quais parâmetros mais influenciam no desempenho. As informações deste estudo trazem a tona a diferença entre os membros no desempenho e na velocidade da bola, sendo esta muito relevantes para a análise dos membros contralaterais.

MOGNONI et al. (1994) realizaram um trabalho com o objetivo de avaliar se o teste isocinético pode prever o desempenho de chutes com força máxima dos membros dominante e não dominante. Participaram 24 jogadores com média de idade de 17,4 anos que escolheram qual membro era seu preferido. Eles realizaram três chutes com cada membro. Os autores analisaram a velocidade da bola (acurácia de  $0,1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) e variáveis angulares através de um aparelho isocinético. Concluíram que os chutes com o

membro dominante apresentaram maior velocidade da bola ( $23,6 \pm 2,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) que os chutes com o membro não dominante ( $21,4 \pm 2,6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) e que testes isocinéticos são maus preditores do desempenho do chute.

Para o estudo acima se deve levar em consideração o ano de realização do estudo e também que os testes isocinéticos podem ter sido uma limitação do trabalho que não foi colocado pelos autores.

BARFIELD (1995) teve como objetivo medir as diferenças entre o chute realizado com o dorso do pé do membro dominante com o mesmo tipo de chute com o membro não dominante. Participaram 16 indivíduos destros e dois indivíduos canhotos. Os participantes foram filmados por quatro câmeras (200 Hz) para determinar a relação de 115 variáveis com a velocidade do chute, verificando tempo, posição, velocidade linear e angular e aceleração das articulações do quadril, joelho e tornozelo. Foi utilizado um radar (precisão  $0,2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) para determinar a velocidade da bola. Cada participante realizou dez chutes com o dorso do pé, a bola parada e empregando máxima velocidade a bola com cada membro. O autor constatou que existe diferença na velocidade da bola entre os lados (membro dominante –  $26,4 \pm 2,09 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  e não dominante –  $24,3 \pm 2,04 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ). Também encontrou que diferenças mecânicas podem ser exibidas entre o membro dominante e o não dominante que foram confirmadas pela menor velocidade da bola no chute com o membro não dominante. Além disso, os resultados indicam menor habilidade, pobre coordenação e grande variabilidade no lado não dominante que foram relacionadas a posição angular no movimento de contato com a bola.

O mesmo autor juntamente com KIRKENDALL e YU (2002) realizou outro trabalho no mesmo âmbito. Estes autores investigaram e selecionaram as diferenças cinemáticas entre mulheres e homens nos chutes com o dorso do pé realizados com os membros dominante e não dominante. Participaram seis mulheres destros e dois homens, sendo um sinistro. A determinação da preferência pedal foi feita com a simples pergunta de qual pé era o preferido para realizar um chute com máxima velocidade. Os procedimentos foram os mesmos do trabalho anterior. As variáveis analisadas foram: velocidade da bola, velocidade linear dos segmentos inferiores e velocidade angular do joelho. Para análise foram selecionados os três chutes mais velozes de cada lado, sendo que os participantes realizaram cinco chutes com cada membro. Os resultados apresentaram velocidades diferentes entre os membros dominante ( $25,3 \pm 1,51 \text{ m.s}^{-1}$  para os homens e  $21,5 \pm 2,44 \text{ m.s}^{-1}$  para as mulheres) e não dominante ( $23,6 \pm 1,5 \text{ m.s}^{-1}$  para os homens e  $18,9 \pm 2,05 \text{ m.s}^{-1}$  para as mulheres). Os autores concluíram que a posição do pé para o contato com a bola pode ser importante para o desempenho e que o membro dominante apresentou melhor desempenho para as variáveis cinemáticas.

PATRITTI (1997) teve como objetivo analisar os aspectos cinemáticos correlacionados com o desempenho dos chutes com o dorso do pé e velocidade máxima realizados com os membros dominante e não dominante. Foram avaliadas as velocidades da bola, o deslocamento angular, a velocidade linear e angular das articulações do membro de chute. Participaram dez universitários ( $25,2 \pm 4,08$  anos), sendo seis destros e quatro sinistros. O autor encontrou que existem diferenças nas velocidades das bolas entre os membros dominante ( $23,05 \pm 1,23 \text{ m.s}^{-1}$ ) e não dominante ( $21,20 \pm 1,26 \text{ m.s}^{-1}$ ) e que o

membro dominante apresenta maiores velocidades angulares e lineares na perna. Assim, a velocidade angular e linear da perna demonstra ser um aspecto importante para o desempenho.

Outro estudo que também analisou o movimento de chute do membro dominante e não dominante foi o de DÖRGE et al. (2002). Os autores examinaram a velocidade relativa da bola no chute de força máxima com o dorso do pé com o membro preferido e não preferido. Além disso, eles relacionaram a velocidade da bola com as diferenças biomecânicas observadas durante os chutes. Participaram sete jogadores que chutaram com força máxima imitando uma cobrança de pênalti, tentando acertar um alvo de 1 m<sup>2</sup> posicionado a 4 metros de distância da bola. O membro preferido dos participantes foi determinado através da velocidade do chute, sendo considerado como membro dominante aquele que apresentou maior velocidade nos chutes. Os participantes foram limitados em 3 metros de corrida de aproximação. Cada participante realizou três chutes com cada membro e foi selecionada para análise apenas a melhor tentativa. A ordem dos chutes foi randomizada. A velocidade da bola foi determinada nos dez primeiros quadros após a bola ter deixado o pé. Os autores encontraram que a velocidade da bola foi maior para o membro dominante ( $24,7 \pm 2,5 \text{ m.s}^{-1}$ ) do que para o não dominante ( $21,5 \pm 2,0 \text{ m.s}^{-1}$ ). Eles também afirmam que a velocidade do chute está relacionada com a velocidade angular do joelho e com a velocidade linear do pé no momento de impacto.

HAALAND e HOFF (2003) avaliaram os efeitos no desempenho motor bilateral com o treinamento do membro não dominante de jogadores de futebol. Participaram 47 atletas juniores destros que foram divididos em grupo controle - realizaram

os treinamentos como estavam habituados - e grupo experimental - aumentaram o treinamento com o membro não preferido. Os treinamentos duraram oito semanas. Para avaliar a melhora do desempenho, os participantes foram avaliados antes e após o treinamento com ambos os membros. A seqüência dos testes foi aleatória e consistiam nos seguintes: drible (*slalon* entre os cones), chute (recebiam um passe alto, controlavam a bola e realizavam um chute sem deixar a bola tocar o solo tentando acertar regiões do gol), passe (realizam um passe de primeira tentando acertar um mini-gol) e dois testes padrões de batida do pé (sentado em uma cadeira realizavam movimentos com os pés dentro de quadrantes). Os resultados apresentaram melhores desempenhos para o membro dominante antes e após o treinamento para os dois grupos. No entanto, após o treinamento houve melhoras do desempenho do membro dominante e não dominante para o grupo experimental o que não ocorreu com o grupo controle. Os autores concluíram que o nível de habilidade do lado dominante é restrito pelo nível de habilidade do lado não dominante e que o desenvolvimento de habilidades do membro não dominante cria mais possibilidades para ações durante o jogo.

TEIXEIRA et al. (2003) verificaram se a assimetria de desempenho é afetada pela prática em três tarefas: chute de potência, chute de precisão e condução de bola. Participaram 24 adolescentes, sendo quatro sinistros. A tarefa de chute de potência consistia em realizar um chute o mais longe possível sem que a bola tocasse no chão, sendo analisada a distância que a bola percorreu sem tocar no solo. No chute de precisão, os autores avaliaram o acerto de um alvo formado por dois cones posicionados a 0,4 metro de distância um do outro e a 6 metros dos participantes. Também foram posicionados mais

dois cones a direita e dois cones a esquerda com 0,4 metro de distância entre cada cone para computar os pontos de cada tentativa, sendo 30 pontos para a parte central, 20 pontos para a primeira lateral e 10 pontos para a segunda. Na tarefa de condução, os participantes deveriam conduzir a bola entre seis cones espaçados a 1,5 metro com a maior velocidade possível. Os participantes realizaram os testes e depois receberam quatro meses de treinamento (cinco vezes por semana, duas horas por dia) e realizaram os testes novamente. As tarefas foram realizadas com os dois membros. Os resultados apresentaram assimetria de desempenho favorecendo o membro preferido tanto antes quanto depois do treinamento (precisão – dominante: 23,78 pontos e não dominante: 20,80 pontos; potência - dominante: 27,35 metros e não dominante: 22,37 metros; condução - dominante: 12,3 segundos e não dominante: 14,96 segundos). Os autores encontraram que o aumento de quantidade de prática para ambos os lados resultou na melhora do desempenho, mostrando que as assimetrias de desempenho podem ser reduzidas com o aumento da prática do lado não dominante.

Mas uma vez é reforçada pelos dois estudos anteriores a diferença de desempenho entre os lados, demonstrando assim a deficiência que existe entre os jogadores de futebol para realizar movimentos com o mesmo rendimento entre os lados. Além disso, é referendada a importância do membro de suporte.

BARBIERI (2005) teve como objetivo analisar e comparar o padrão cinemático e o desempenho dos segmentos inferiores dominante e não dominante (de chute e de suporte) durante o chute com o dorso do pé empregado com força máxima e a bola em posição estacionária. Foram analisados cinco participantes destros do sexo masculino com

idade entre 13 e 14 anos. Cada participante realizou cinco chutes com cada membro, a dez metros do gol (tiro livre) e com o objetivo de acertar um alvo de 1 m<sup>2</sup>. Eles foram filmados por quatro câmeras digitais e estavam com marcadores passivos colocados nas articulações de interesse dos membros inferiores. Após a filmagem dos chutes ocorreu à passagem das imagens para o computador, sendo realizado a medição, calibração e reconstrução 3D através do software DVIDEOW. Os arquivos extraídos foram suavizados pela função *LOESS* e então, realizada a projeção estereográfica para a visualização no plano dos movimentos dos segmentos dos participantes nos chutes. Em seguida, foi calculada uma curva média (padrão cinemático) para cada segmento dominante e não dominante de chute e de suporte dos participantes, ficando com apenas uma curva representando cada segmento. Os resultados apresentaram melhores desempenhos com o membro dominante e na análise visual do movimento entre os segmentos de chute dominante e não dominante observa-se que os participantes têm um padrão cinemático diferente entre os membros para a coxa, perna e pé. Para o membro de suporte, os segmentos perna e pé do membro de suporte dominante e não dominante apresentaram padrões cinemáticos semelhantes, aparecendo diferenças apenas no segmento coxa.

Este é único trabalho na literatura que analisa as diferenças entre os membros de suporte homólogos durante o movimento de chute, no entanto, através dos resultados encontrados neste trabalho, nota-se a importância que o membro de suporte tem para o desempenho no chute. Este membro, por receber pouca atenção dos pesquisadores, pode solucionar problemas existentes no movimento de chute que ainda não foram explicados.

BARBIERI et al. (2006) realizaram um estudo com o objetivo de analisar a existência de assimetrias na corrida de aproximação e na velocidade da bola entre o chute com o membro dominante e com o membro não dominante relacionando com a precisão. Seis jogadores de futsal realizaram quatro chutes com cada membro, com o dorso do pé, com a bola parada a dez metros do gol, aplicando máxima velocidade à bola e procurando acertar um alvo. A última passada antes do contato com a bola, penúltimo contato do membro de suporte no solo e dez quadros após o contato do pé com a bola foram filmados por quatro câmeras digitais. As variáveis largura e amplitude do penúltimo e último passo, posição do pé de suporte em relação à bola, velocidade da corrida de aproximação, velocidade da bola e precisão nos chutes foram analisadas. Os resultados apresentaram diferenças na corrida de aproximação entre os membros, sendo encontradas assimetrias em todas as variáveis analisadas com exceção da velocidade da corrida de aproximação e da amplitude do último passo. Também encontraram diferenças na velocidade do chute (membro dominante -  $19,29 \pm 1,55 \text{ m.s}^{-1}$ ; membro não dominante -  $15,51 \pm 3,19 \text{ m.s}^{-1}$ ) e no desempenho (25% de acerto no alvo com o membro dominante contra 4,5% do membro não dominante). Os autores concluíram que o maior treinamento e prática com o membro dominante podem ser os fatores responsáveis pela assimetria entre os chutes.

WONG et al. (2007) tiveram como objetivo analisar a pressão plantar entre o membro preferido e não preferido em tarefas relacionadas com o futebol, como corrida, movimentação lateral e aterrissagem de salto vertical. Participaram do estudo 15 jogadores de futebol universitário. Foi verificada a pressão plantar em três diferentes chuteiras: com seis travas, clássica com 12 travas e com 12 travas especialmente projetadas, através de 99

sensores distribuídos em dez áreas. Os resultados apresentaram diferenças entre os lados para 115 das 120 comparações realizadas, sugerindo que o pé preferido tem maior força enquanto que o não preferido apresenta melhor estabilização. Os autores concluíram que os membros contralaterais devem ser tratados diferentemente quanto ao treinamento de força.

A conclusão do estudo acima se mostra contrário aos outros trabalhos apresentados que acreditam em uma utilização similar dos membros homólogos para melhor rendimento no futebol, diminuindo a assimetria entre os lados. Desta forma, a conclusão colocada pelos autores causa estranheza e limitações, já que o movimento de chute é uma ação bilateral o que para um alto grau de destreza no movimento com ambos os membros inferiores é interessante que eles sejam desenvolvidos similarmente, não desenvolvendo um membro apenas para o suporte e o outro para o contato com a bola.

A partir da análise destes estudos, verifica-se que uma série de cinco chutes é suficiente para determinar se existem diferenças entre os membros, não causando fadiga ou qualquer lesão durante os chutes. Além disso, a análise apenas das melhores tentativas pode viciar os dados coletados, sendo interessante analisar todas as tentativas. Também o critério subjetivo de selecionar um bom chute não é conveniente, pois pode iludir o que se espera do movimento. É importante salientar também que todos os trabalhos apresentados, menos o de BARBIERI (2005) e BARBIERI et al. (2006), foram realizados com futebol, sendo poucos trabalhos que analisam o futsal.

Através da revisão da literatura apresentada observa-se a relevância da análise dos movimentos dos membros homólogos para o futsal. Verifica-se que o problema

de diferença de movimento e desempenho entre o membro dominante e o não dominante ainda não foi resolvido. Desta forma, a solução destas diferenças podem auxiliar os atletas durante a prática e treinamento da modalidade.

## **Capítulo 4 - Materiais e métodos**

Neste capítulo primeiramente foram caracterizados os participantes do estudo, definindo a tarefa que eles tiveram que realizar. Posteriormente foram descritos os procedimentos necessários para a coleta de dados, bem como os materiais utilizados. Além disso, foram apresentados os processos para se obter as variáveis cinemáticas de interesse e também como os dados foram tratados, apresentando os métodos para determinar a acurácia do experimento, a suavização dos dados, a definição e orientação dos segmentos, o cálculo dos ângulos articulares, das velocidades angulares, da velocidade da bola e linear do pé de chute e do desempenho nos chutes. Por último, foram apresentados como os resultados foram analisados para cada uma destas variáveis e a análise estatística.

### **4.1. Participantes**

Participaram deste estudo cinco jogadores destros e cinco jogadores sinistros de futsal que compõe a equipe adulta de futsal da UNESP – Campus Rio Claro. Em cada

um destes grupos havia quatro jogadores de linha e um goleiro. Os participantes foram informados dos procedimentos e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido aprovado pelo Comitê de Ética do Instituto de Biociências da UNESP – Campus Rio Claro (protocolo 4842).

Para observar a preferência dos participantes foi aplicado o inventário de COREN (1993) adaptado. Os participantes responderam as seguintes perguntas referentes à preferência pedal:

- 1) Qual pé você usaria para chutar uma bola para acertar um alvo?
- 2) Qual pé você usaria para organizar cinco pequenas pedras em linha reta?
- 3) Qual pé você usaria para pisar em uma lata?

Os participantes tinham três possibilidades de resposta: direito, esquerdo ou ambos. A preferência também foi verificada por uma avaliação prática. Nesta, foi pedido para os participantes realizarem dois chutes a gol a uma distância de dez metros, com o único objetivo de acertar um alvo. Foi observado qual membro inferior o participante utilizou para realizar esta tarefa. Se os participantes realizaram um chute com cada membro foi considerado como preferência mista.

Para este estudo só participaram da coleta de dados os indivíduos que responderam todas as perguntas com a mesma resposta (direito ou esquerdo). Também não participaram os indivíduos que responderam qualquer uma das perguntas com ambos. Além disso, os participantes deveriam realizar a avaliação prática com o mesmo membro que eles responderam no inventário, sendo isto um critério de exclusão do estudo.

## 4.2. Tarefa

Os participantes realizaram dez chutes com a bola parada e dez chutes com a bola em deslocamento, sendo que em cada situação foram cinco chutes com cada membro.

Houve quatro condições:

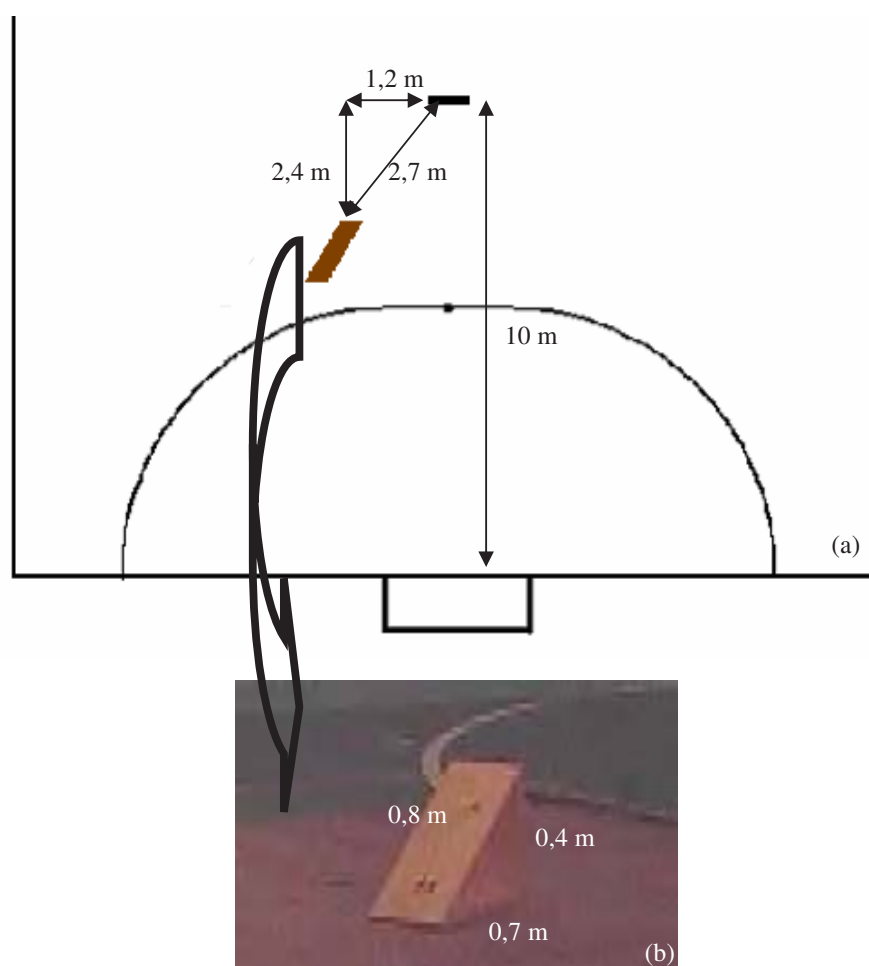
- chute com a bola parada com o membro dominante (**PD**);
- chute com a bola parada com o membro não dominante (**PND**);
- chute com a bola em deslocamento com o membro dominante (**MD**);
- chute com a bola em deslocamento com o membro não dominante (**MND**).

A seqüência das situações de chutes acima foi definida de forma randômica para cada um dos participantes através de sorteio.

Os chutes foram realizados após um sinal sonoro e a dez metros do gol (tiro livre). A instrução dada aos participantes para a realização dos chutes, independente da situação, era que fosse realizado com o dorso do pé, procurando empregar velocidade máxima na bola e objetivando acertá-la em um alvo de 1m<sup>2</sup> colocado no centro do gol. Não houve descanso entre os chutes dentro das situações (entre as tentativas), apenas o tempo do participante posicionar a bola para o chute. Entre as situações (cada série de cinco chutes) houve descanso de dois minutos para que não ocorresse fadiga durante o experimento (GLAISTER, 2005). A bola utilizada para o estudo tinha tamanho e padrão designado pela FIFA para a categoria adulta. Os participantes realizaram a corrida de aproximação da forma que preferiram.

Nos chutes com a bola parada, esta foi posicionada sobre o tiro livre. Nos chutes com a bola em deslocamento foi utilizada uma rampa (Figura 1b) para padronizar a

velocidade e direção de chegada da bola para os chutes. A rampa foi posicionada de acordo com a Figura 1a, a uma distância de 2,7 metros do local de chute. A bola foi colocada e solta do ponto mais alto da rampa. Ela chegou ao local de chute com velocidade de aproximadamente  $2,2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ . O chute deveria ser realizado num raio de dez centímetros de centro na marca do local do chute. Se isso não ocorresse, o chute foi descartado e realizado novamente.

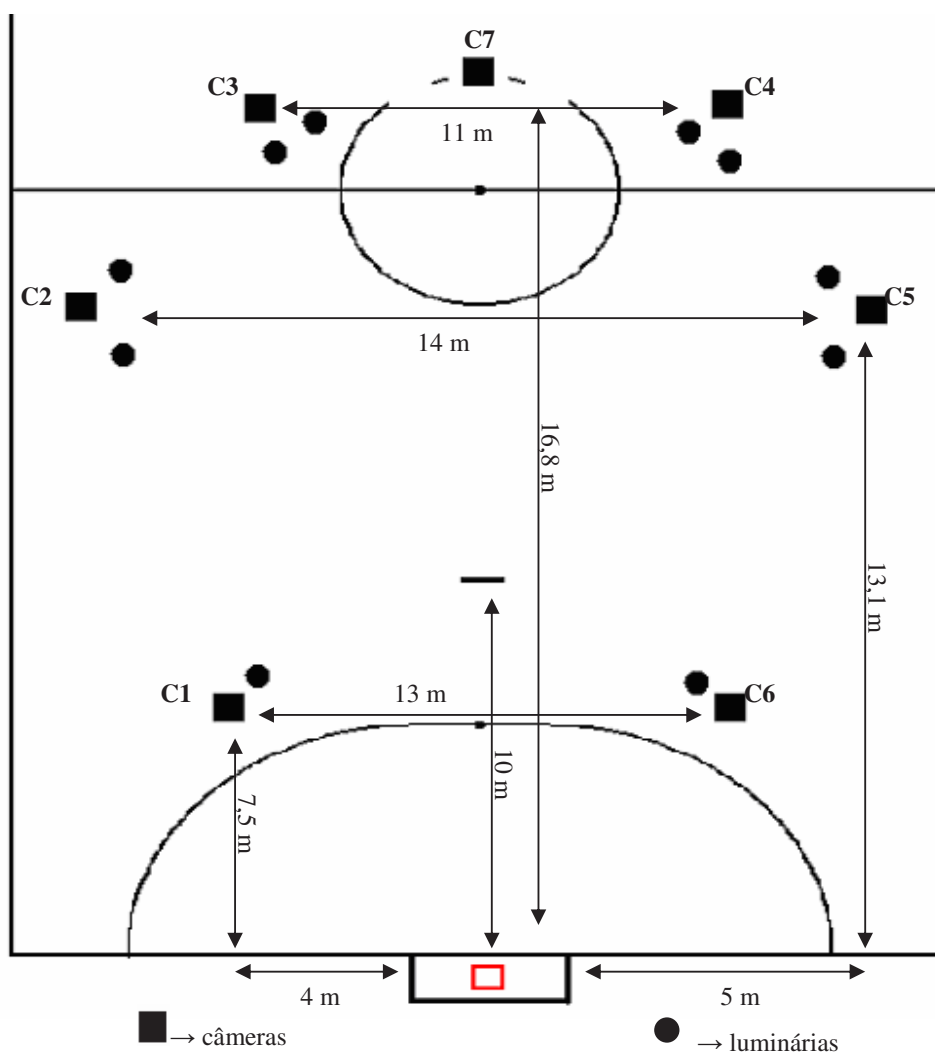


**Figura 1** - (a) Vista superior do posicionamento da rampa para os chutes com o membro dominante. Para o membro não dominante a rampa estava posicionada do lado contrário. (b) Vista lateral da rampa e suas respectivas medidas.

### 4.3. Procedimentos

Os chutes foram precedidos por um aquecimento para evitar contusões, que foi constituído de alongamentos, movimentações com bola e dois chutes com cada membro para as situações com a bola parada e em deslocamento.

A coleta de dados foi realizada em uma quadra oficial de futsal para que se aproxime de uma situação real de jogo. Os chutes foram filmados por seis câmeras digitais *JVC® modelo GR9800u*, ajustadas com frequência de aquisição de 120 Hz, *shutter* a 1/250, *white balance* e o foco definido de forma manual. As câmeras permaneceram sobre tripés *Vanguard®*, posicionadas de modo que enfoquem os marcadores passivos colocados em ambos os membros inferiores dos participantes. Também foram utilizados dez iluminadores UN082CADETE I, que estavam posicionados ao lado das câmeras. As luminárias foram colocadas sobre tripés para refletir os marcadores facilitando assim o processo de medição e aumentando o contraste entre os marcadores e o fundo. Para o mesmo fim, os chutes foram realizados sobre um tapete antiderrapante escuro, que aumentava o contraste e evitava a reflexão da luz pelo chão. Ainda, foi utilizada mais uma câmera (60 Hz) para analisar o desempenho dos participantes que foi posicionada de modo a enquadrar o gol (Figura 2).



**Figura 2** - Representação do posicionamento das câmeras e iluminadores.

Para a calibração das câmeras foi utilizado um objeto estável de ferro que calibrou o local de movimento dos participantes e da bola. O objeto tinha dimensões iguais a 1,02 metro de altura, 1,47 metro de largura e 2,39 metros de profundidade, possuindo 16 pontos com posições conhecidas (Figura 3). O sistema de referência do laboratório foi orientado com o eixo **Z** na direção vertical (orientado para cima), o eixo **Y** em direção ao gol (ortogonal a **Z** e a linha de fundo da quadra) e o eixo **X** com a sua direção e sentido

definidos pelo produto vetorial de  $\mathbf{Y}$  por  $\mathbf{Z}$ . O ponto **1** do calibrador representa a origem do sistema para os chutes. A marca branca no solo indica a posição da bola para os chutes. Para os chutes com a o membro inferior esquerdo o eixo  $\mathbf{X}$  foi definido como o produto vetorial de  $\mathbf{Z}$  por  $\mathbf{Y}$ , tendo sua direção contrária aos chutes com o membro inferior direito, para que assim se mantesse a simetria dos movimentos realizados pelos lados contralaterais.



**Figura 3** - Objeto calibrador e sistema de referência do laboratório.

Antes da filmagem dos movimentos foi necessário realizar uma tomada estática de cada participante. Nesta tomada, os participantes permaneceram em posição ortostática (anatômica) durante alguns segundos definindo a posição neutra das articulações.

Durante a coleta de dados os participantes utilizaram uma calça de lycra preta, meias pretas e tênis de futsal preto para maior contraste com os marcadores (esferas de isopor brancas revestidas com material refletivo). Os marcadores tinham 15 milímetros

de diâmetros e foram fixados externamente nas seguintes proeminências ósseas dos participantes:

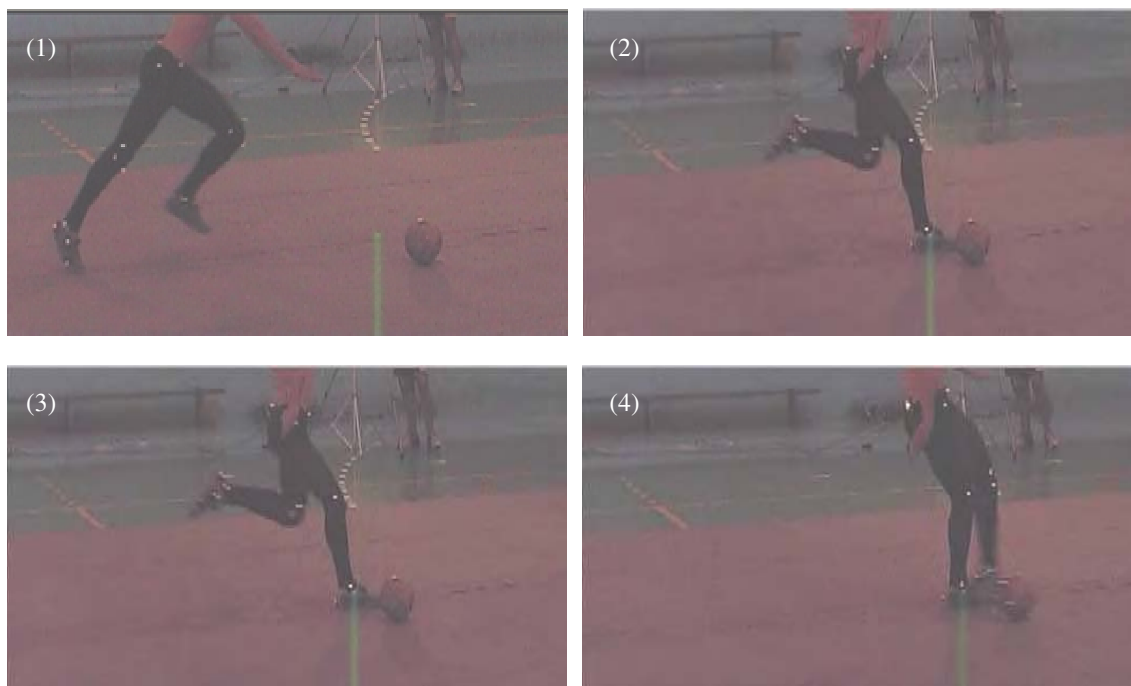
- espinha ilíaca pósterio - superior direita (**p1**) e esquerda (**p2**);
- espinha ilíaca ântero-superior direita (**p3**) e esquerda (**p4**);
- trocânter maior do fêmur direito (**p5**) e esquerdo (**p6**);
- côndilo lateral do fêmur direito (**p7**) e esquerdo (**p8**);
- côndilo medial do fêmur direito (**p9**) e esquerdo (**p10**);
- cabeça da fíbula direita (**p11**) e esquerda (**p12**);
- maléolo lateral direito (**p13**) e esquerdo (**p14**);
- maléolo medial direito (**p15**) e esquerdo (**p16**);
- calcâneo direito (**p17**) e esquerdo (**p18**);
- cubóide direito (**p19**) e esquerdo (**p20**);
- falange distal do quinto metatarso direito (**p21**) e esquerdo (**p22**).

#### **4.4. Captura das imagens**

Após a filmagem dos chutes, as imagens de interesse foram passadas para o computador. Para isso, foi utilizada a placa de captura *Studio DV da Pinnacle®*. Então, foi definido o ciclo do movimento de chute, adaptado de XIMENES (2002), a partir do último contato do membro de chute no solo até o primeiro contato do pé com a bola. Este ciclo de movimento corresponde a duas fases (MAGALHÃES JR et al., 2006):

- fase de apoio (FA) (65% do movimento) que se inicia no último contato do membro de chute no solo até o total aplainamento do membro de suporte no chão (Figura 4.1 e 4.2);

- fase de contato (FC) (35% do movimento) que se inicia com o total aplainamento do pé de suporte no solo até o primeiro contato do membro de chute com a bola (Figura 4.3 e 4.4).



**Figura 4** - Fase de apoio (1 e 2) e de contato do chute (3 e 4).

#### **4.5. Obtenção das variáveis cinemáticas das imagens**

Para os processos de desentrelaçamento, sincronização, medição, calibração e reconstrução 3D das seqüências de imagens foi utilizado o software DVIDEOW (BARROS et al., 1999; FIGUEROA et al., 2003).

##### **4.5.1. Desentrelaçamento e compactação**

Após a captura foram realizados o desentrelaçamento das imagens (separação dos *fields*) e a compactação destas através do codificador de vídeo *Indeo video*

5.11®. Isto permite que estes novos arquivos de vídeo possam ser visualizados em qualquer computador que possua este codificador.

#### **4.5.2. Sincronização**

Para a sincronização foi utilizado o sinal sonoro (apito) anterior aos chutes e o momento de contato do pé com a bola. Este processo foi realizado para que ocorra uma relação temporal entre as imagens das câmeras, ou seja, foi realizado detectando momentos bem definidos dentro do ciclo de movimento estudado. Para isto, foi necessário fornecer ao *software* eventos que ocorreram simultaneamente nas imagens, sendo realizada a sincronização.

#### **4.5.3. Medição**

O processo de medição consistiu na projeção de uma seqüência de imagens na tela do computador, seguido pela identificação de todos marcadores fixados nos pontos anatômicos que definirão os segmentos (coxa, perna e pé) dos membros inferiores. A medição foi realizada de maneira automática. Quando houve oclusão do marcador foi realizada a interpolação dos pontos medidos para localizar os pontos não visíveis.

#### **4.5.4. Calibração e Reconstrução 3D**

O objeto calibrador, já descrito, foi filmado pelas seis câmeras no local onde os participantes iriam realizar os chutes. As imagens deste objeto passaram pelos procedimentos de captura, desentrelaçamento e medição de seus marcadores com medidas

reais conhecidas (Apêndice 2). Este procedimento foi necessário para a calibração e reconstrução 3D das imagens.

A obtenção de coordenadas espaciais de pontos a partir do registro estereoscópico de suas projeções em imagens é denominada reconstrução 3D (3D) de coordenadas. Para a calibração das câmeras e a reconstrução 3D dos marcadores foi utilizado o DLT – Direct Linear Transformation que foi proposto por ABDEL-AZIZ e KARARA (1971).

#### **4.6. Tratamentos dos dados**

Para o tratamento dos dados foi utilizado o *software* Matlab 6.5®. Assim, foram determinados a acurácia do experimento, a suavização dos dados brutos, a orientação dos segmentos corporais, os ângulos de Euler, as velocidades angulares das articulações e a velocidade da bola e linear do pé de chute que foram apresentadas a seguir.

##### **4.6.1. Acurácia do experimento**

A acurácia é um conceito para avaliar o erro do experimento. Um estudo muito acurado apresenta um elevado grau de concordância entre o resultado obtido e o fenômeno estudado (VUOLO, 1996). Sua determinação foi feita considerando os valores de erros sistemáticos (*bias*) e aleatórios (precisão). Para isso, foi filmada a movimentação de forma randômica de uma haste rígida por toda a região onde o objeto volumétrico estará posicionado. Esta haste tinha dois marcadores passivos de 15 milímetros de diâmetro fixados um em cada extremidade, com a distância entre eles conhecida que foi determinada

através de dez medições utilizando uma trena com escala em milímetros (medição direta), sendo calculado a média destas medidas. Este valor foi adotado como valor real.

As imagens deste objeto passaram pelos processos para obtenção das variáveis cinemáticas. Então, foi calculada a distância Euclidiana (1) entre os dois marcadores para cada instante de tempo, sendo estes valores adotados como os valores mensurados.

$$d(i) = \sqrt{(x2(i) - x1(i))^2 + (y2(i) - y1(i))^2 + (z2(i) - z1(i))^2} \quad (1)$$

Onde  $d(i)$  é a distância Euclidiana entre os dois marcadores,  $x1$ ,  $y1$  e  $z1$  correspondem às coordenadas do primeiro marcador e  $x2$ ,  $y2$  e  $z2$  correspondem às coordenadas do segundo marcador,  $i = 1, \dots, n$ , em que  $n$  é o número de medidas realizadas no cálculo da distância entre os dois marcadores (número de linhas da matriz de dados).

A determinação da acurácia do estudo foi realizada considerando os valores do erro sistemático (*bias*) e do erro aleatório (precisão) conforme as equações (2, 3, 4):

$$p = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (d(i) - \bar{m})^2} \quad (2)$$

$$b = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |\mu - d(i)| \quad (3)$$

$$a^2 = b^2 + p^2 \quad (4)$$

Nas equações acima:  $d(i)$  é a distância Euclidiana entre os dois marcadores;  $i=1, \dots, n$  é o número de medidas realizadas no cálculo da distância entre os dois marcadores (número de linhas da matriz de dados);  $a$  é a acurácia (2);  $b$  é o *bias* (3);  $p$  é a precisão (4);  $\bar{m}$  = valor médio das  $n$  medidas;  $\mu$  é o valor real da distância entre os dois marcadores por medição direta.

Deste modo, quanto menor for o valor encontrado da raiz quadrada da soma do erro sistemático ao quadrado e do erro aleatório ao quadrado, mais acurado ou exato são os dados do estudo.

#### **4.6.2. Suavização**

A suavização ocorreu para separar o sinal (evento de interesse) do ruído (erro). Assim, foram minimizados os erros embutidos na obtenção dos dados. A suavização foi realizada através da função não paramétrica ponderada local robusta *LOESS* (CUNHA e LIMA FILHO, 2003).

Esta função mostra-se adequada a este tipo de análise por ser um ajuste não paramétrico, ou seja, não leva em conta a existência de um modelo para este tipo de movimento, fazendo assim com que a sua forma seja referente ao conjunto dos dados apresentados. Esta função também é robusta, ou seja, não permite que os valores discrepantes (*outliers*) influenciem na curva. Ela é ainda local, porque trabalha em partes (janelas) do conjunto de dados, é também ponderada, pois atribui valores maiores aos dados mais próximos e valores menores aos dados distantes, e dando valores iguais a zero aos pontos fora da janela do ponto a ser suavizado.

#### **4.6.3. Definição e orientação dos segmentos**

Para a análise cinemática de um corpo no espaço foi necessária sua modelagem (ANDRADE et al., 2004). Para isso, neste estudo os segmentos foram considerados como corpos rígidos conectados por articulações. Para orientar um objeto rígido é necessária a posição 3D de pelo menos três pontos não-colineares posicionados neste corpo. Desta forma, pode-se descrever a orientação dos segmentos no espaço.

Assim, foram estudados a pelve, a coxa, a perna e o pé dos membros dominante e não dominante. Todos os procedimentos a seguir descritos foram realizados tanto para o membro de chute quanto para o membro de suporte.

Para ocorrer a orientação dos segmentos foi definida uma base ortonormal determinada pelos versores **i**, **j** e **k** para cada segmento. As bases foram adaptadas de CAPPOZZO (1995) e ANDRADE et al. (2004).

A seguir foram descritos os modelos de orientação para cada segmento. Foram apenas apresentados os segmentos do lado direito, pois os segmentos do lado esquerdo apresentam a mesma orientação das bases ortonormais, mas os eixos **k** e **j** têm mesma direção e sentidos contrários aos respectivos eixos do lado direito. Este procedimento se faz indispensável para que os movimentos de rotação interna e externa e adução e abdução entre os lados contralaterais seja representada com os mesmos valores (positivos e negativos) e assim possam ser comparados.

#### **4.6.3.1. Segmento Pelve**

A base local da pelve tem sua origem no ponto **O**, posicionado no ponto médio das espinhas ilíacas ântero-superiores (**p3** e **p4**). Com origem no ponto **PM**, definido como o ponto médio entre as espinhas ilíacas póstero-superiores (**p1** e **p2**), dois vetores auxiliares foram criados. Vetor **a**, com direção e sentido para **p3** e o vetor **b**, com direção e sentido para **p4**. Os vetores **a** e **b** definem o plano  $\alpha$ , próximo ao plano transversal da pelve. O versor **i** tem direção e sentido para **p3**. O versor **k** é o produto vetorial de **a**, normalizado, por **b**, normalizado. O versor **j** é o produto vetorial de **k** por **i** (Figura 5).

Vetor  $O$ , ponto médio entre  $p2$  e  $p3$ :  $O = \frac{p3 + p4}{2}$

Ponto  $PM$ , ponto médio entre  $p1$  e  $p2 = \frac{p1 + p2}{2}$

Vetores  $a$  e  $b$ :  $a = p2 - p1$   $b = p3 - p1$

Versor  $i$ , definido de  $p3$  a  $p2$  dividido por sua norma:  $i = \frac{p2 - p3}{\|p2 - p3\|}$

Versor  $k$ , produto vetorial de  $a$  por  $b$  dividido por sua norma:  $k = \frac{a \times b}{\|a \times b\|}$

Versor  $j$ , produto vetorial de  $k$  por  $i$  dividido por sua norma:  $j = \frac{k \times i}{\|k \times i\|}$

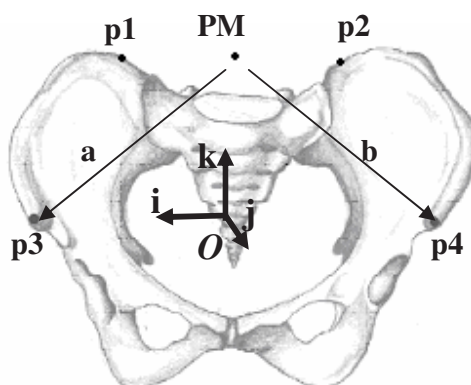


Figura 5 - Sistema de referência da pelve.

#### 4.6.3.2. Segmento Coxa

A base da coxa tem sua origem no ponto  $p5$ . Foi criado um vetor auxiliar  $c$ , com origem em  $p7$  e direção e sentido para o  $p9$  que foi translado para a origem ( $p5$ ). O versor  $k$  tem sua direção e sentido distal - proximal. O versor  $j$  é o produto vetorial de  $c$ , normalizado, por  $k$ . O versor  $i$  é o produto vetorial de  $j$  por  $k$  (Figura 6). O vetor  $c$  e o versor  $k$  definem o plano  $\alpha$ , próximo ao plano quase anatômico da coxa.

Vetor auxiliar:  $\mathbf{c} = \mathbf{p9} - \mathbf{p7}$

Versor  $\mathbf{k}$ , definido de  $\mathbf{p7}$  a  $\mathbf{p5}$  dividido por sua norma:  $\mathbf{k} = \frac{\mathbf{p5} - \mathbf{p7}}{\|\mathbf{p5} - \mathbf{p7}\|}$

Versor  $\mathbf{j}$ , produto vetorial de  $\mathbf{c}$  por  $\mathbf{k}$  dividido por sua norma:  $\mathbf{j} = \frac{\mathbf{c} \times \mathbf{k}}{\|\mathbf{c} \times \mathbf{k}\|}$

Versor  $\mathbf{i}$ , produto vetorial de  $\mathbf{j}$  por  $\mathbf{k}$  dividido por sua norma:  $\mathbf{i} = \frac{\mathbf{j} \times \mathbf{k}}{\|\mathbf{j} \times \mathbf{k}\|}$

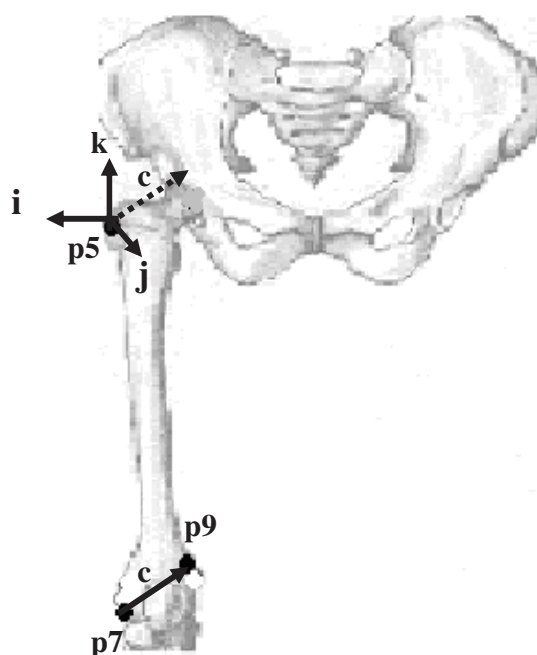


Figura 6 - Sistema de referência da coxa direita (vista anterior).

#### 4.6.3.3. Segmento Perna

A base da perna tem origem no ponto  $\mathbf{p13}$ . Foi criado um vetor auxiliar  $\mathbf{d}$  com origem em  $\mathbf{p13}$  e direção e sentido para  $\mathbf{p11}$ . O versor  $\mathbf{k}$  tem sua direção e sentido distal - proximal. O versor  $\mathbf{j}$  é o produto vetorial de  $\mathbf{d}$ , normalizado, por  $\mathbf{k}$ . O versor  $\mathbf{i}$  é o produto vetorial de  $\mathbf{j}$  por  $\mathbf{k}$  (Figura 7). O vetor  $\mathbf{d}$  e o versor  $\mathbf{k}$  definem o plano  $\alpha$ , próximo ao plano frontal da perna.

Vetor auxiliar:  $\mathbf{d} = \mathbf{p15} - \mathbf{p13}$

Versor  $\mathbf{k}$ , definido de  $\mathbf{p15}$  a  $\mathbf{p13}$  dividido por sua norma:  $\mathbf{k} = \frac{\mathbf{p11} - \mathbf{p13}}{\|\mathbf{p11} - \mathbf{p13}\|}$

Versor  $\mathbf{j}$ , produto vetorial de  $\mathbf{d}$  por  $\mathbf{k}$  dividido por sua norma:  $\mathbf{j} = \frac{\mathbf{d} \times \mathbf{k}}{\|\mathbf{d} \times \mathbf{k}\|}$

Versor  $\mathbf{i}$ , produto vetorial de  $\mathbf{j}$  por  $\mathbf{k}$  dividido por sua norma:  $\mathbf{i} = \frac{\mathbf{j} \times \mathbf{k}}{\|\mathbf{j} \times \mathbf{k}\|}$

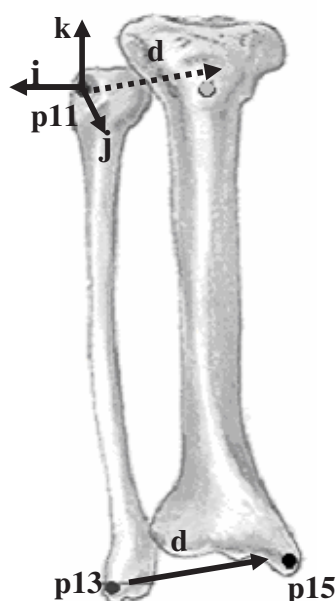


Figura 7 – Sistema de referência da perna direita (vista anterior).

#### 4.6.3.4. Segmento Pé

O pé compreende várias articulações, contudo ele foi avaliado como um corpo rígido considerando apenas a articulação do tornozelo. A base ortonormal associada ao pé tem origem em  $\mathbf{p17}$ . Foi criado o vetor auxiliar  $\mathbf{e}$  com direção e sentido para  $\mathbf{p19}$  e o vetor auxiliar  $\mathbf{f}$  com direção e sentido para  $\mathbf{p21}$ . O versor  $\mathbf{k}$  tem sua direção e sentido distal – proximal (sentido contrário a  $\mathbf{f}$ ). O versor  $\mathbf{i}$  é o produto vetorial de  $\mathbf{f}$ , normalizado, por  $\mathbf{e}$ , normalizado. O versor  $\mathbf{j}$  é o produto vetorial de  $\mathbf{k}$  por  $\mathbf{i}$  (Figura 8). Os vetores  $\mathbf{e}$  e  $\mathbf{f}$  definiram o plano  $\alpha$ , próximo ao plano sagital ao pé.

Vetores auxiliares:  $\mathbf{e} = \mathbf{p19} - \mathbf{p17}$        $\mathbf{f} = \mathbf{p21} - \mathbf{p17}$   
 Versor  $\mathbf{k}$ , definido de  $\mathbf{p21}$  a  $\mathbf{p17}$  dividido pela sua norma:  $\mathbf{k} = \frac{\mathbf{p17} - \mathbf{p21}}{\|\mathbf{p17} - \mathbf{p21}\|}$   
 Versor  $\mathbf{i}$ , produto vetorial de  $\mathbf{f}$  por  $\mathbf{e}$  dividido por sua norma:  $\mathbf{i} = \frac{\mathbf{f} \times \mathbf{e}}{\|\mathbf{f} \times \mathbf{e}\|}$   
 Verso  $\mathbf{j}$ , produto vetorial de  $\mathbf{k}$  por  $\mathbf{i}$  dividido por sua norma:  $\mathbf{j} = \frac{\mathbf{k} \times \mathbf{i}}{\|\mathbf{k} \times \mathbf{i}\|}$

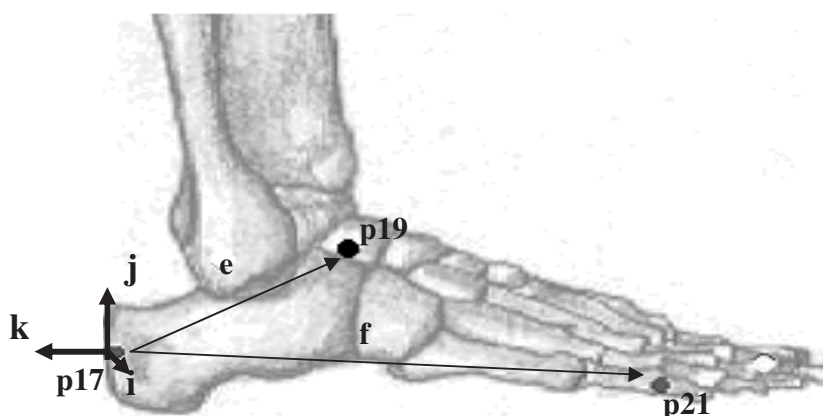
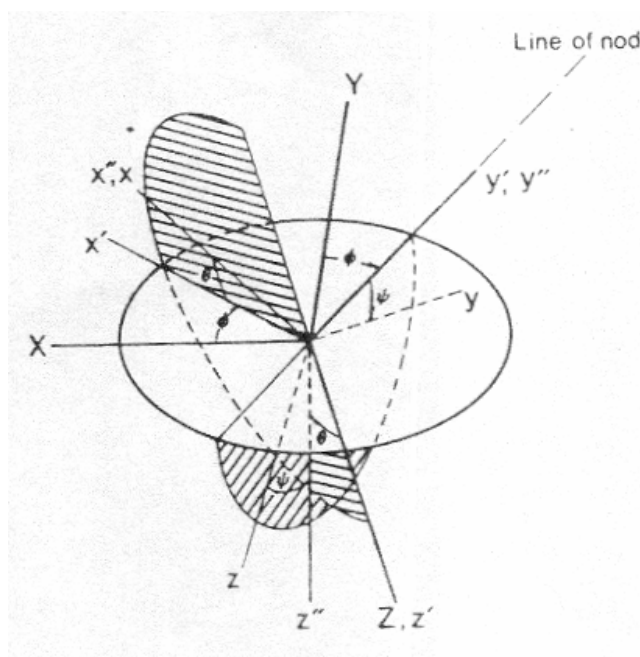


Figura 8 - Sistema de referência do pé direito (vista lateral).

#### 4.6.4. Ângulos articulares dos membros dominante e não dominante

A análise 3D do movimento permite a medida simultânea de três movimentos angulares independentes com respeito aos três eixos de rotação especialmente orientados (CHAO, 1980). A descrição da orientação angular relativa a dois corpos rígidos conectados por uma articulação pode ser feita pelos ângulos de Euler.

A convenção de ângulos de Euler utilizada para calcular os ângulos articulares deste trabalho refere a um sistema de três eixos (Figura 9). Existem 12 combinações possíveis de rotação para encontrar os ângulos. Neste trabalho os ângulos seguiram a seqüência de rotação  $\mathbf{k}$ ,  $\mathbf{j}'$  (já rodado inicialmente) e  $\mathbf{i}''$  (também já rodado nas duas operações anteriores) (CHAO, 1980).



**Figura 9** - Definição da seqüência de rotação dos ângulos de Euler (CHAO, 1980).

Os três ângulos  $\psi$ ,  $\varphi$ ,  $\theta$  foram definidos como movimentos nos eixos **k** (eixo longitudinal), **j** (eixo sagital) e **i** (eixo transversal) respectivamente. Os ângulos articulares são definidos como uma rotação ocorrida do segmento proximal em relação ao segmento distal (CHAO, 1980; HUANG et al., 1980; ZATSIORSKY, 1998). Os ângulos articulares foram definidos, anatomicamente (SMITH et al., 1997; KAPANJI, 2000), como:

**- QUADRIL**

	VALORES POSITIVOS	VALORES NEGATIVOS
Ângulo $\psi$	Rotação interna	Rotação externa
Ângulo $\varphi$	Adução	Abdução
Ângulo $\theta$	Flexão	Extensão

### - JOELHO

	VALORES POSITIVOS	VALORES NEGATIVOS
Ângulo $\psi$	Rotação interna	Rotação externa
Ângulo $\theta$	Extensão	Flexão

### - TORNOZELO

	VALORES POSITIVOS	VALORES NEGATIVOS
Ângulo $\psi$	Supinação	Pronação
Ângulo $\varphi$	Adução	Abdução
Ângulo $\theta$	Dorsiflexão	Flexão plantar

Para possibilitar o cálculo de ângulos articulares foram utilizadas a orientação do sistema cartesiano dos segmentos corporais e a orientação do sistema cartesiano do laboratório. Portanto, para que a orientação do sistema cartesiano dos segmentos corporais coincida com a orientação do sistema cartesiano do laboratório foi necessária a aplicação de uma rotação no sistema de coordenadas do laboratório. Não foi necessária nenhuma translação, já que a origem do sistema continuou a mesma. Após estas rotações o sistema cartesiano ortogonal de coordenadas do laboratório, passa a ter a mesma orientação dos segmentos corporais. A partir disso, foi definida a matriz de rotação para cada um dos eixos (6, 7, 8). Assim, através da composição destas rotações foi definida a matriz de rotação, **MR** (9), que compõe as rotações ocorridas.

$$\mathbf{R}_k(\psi) = \begin{pmatrix} \cos \psi & -\sin \psi & 0 \\ \sin \psi & \cos \psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

(6)

$$\mathbf{R}_i(\varphi) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \varphi & -\sin \varphi \\ 0 & \sin \varphi & \cos \varphi \end{pmatrix}$$

(7)

$$\mathbf{R}_j(\theta) = \begin{pmatrix} \cos \theta & 0 & -\sin \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin \theta & 0 & \cos \theta \end{pmatrix}$$

(8)

$$\mathbf{MR} = \mathbf{R}_k * \mathbf{R}_i * \mathbf{R}_j \quad (9)$$

Através das equações abaixo (10, 11, 12), utilizando a matriz de rotação foram calculados os ângulos articulares.

$$\psi = \arctg (\mathbf{MR} (2, 1), \mathbf{MR} (1, 1)) * 180^\circ / \pi \quad (10)$$

$$\varphi = \arctg (\mathbf{MR} (3, 2), \mathbf{MR} (3, 3)) * 180^\circ / \pi \quad (11)$$

$$\theta = \arcsen (- \mathbf{MR} (3,1)) * 180^\circ / \pi \quad (12)$$

#### 4.6.5. Velocidade angular das articulações

A velocidade angular foi calculada através da derivada dos ângulos em função do tempo por diferença finita para as articulações do quadril, joelho e tornozelo (LEVANON e DAPENA, 1998; NUNOME et al., 2002).

#### 4.6.6. Velocidade da bola e velocidade linear do pé de chute

Para a velocidade da bola, foram capturados os dez quadros após o contato do pé com a bola. Já para a velocidade linear do pé de chute foram utilizados os dados 3D do marcador colocado no quinto metatarso do membro de chute durante o ciclo de chute.

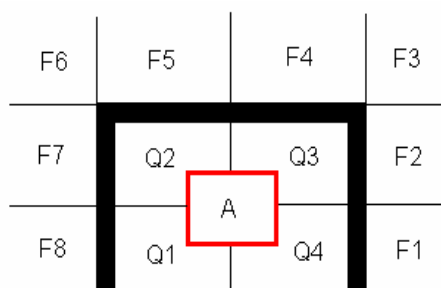
As imagens de interesse passaram pelos processos para obtenção das variáveis cinemáticas anteriormente descritas. O cálculo da velocidade média 3D da bola e do pé de chute foi baseado no estudo de LEVANON e DAPENA (1998) e NUNOME et al. (2002). A partir dos pontos marcados em função do tempo foi feita uma regressão linear de primeiro grau (reta) para os eixos X e Y e uma regressão linear do segundo grau (parábola)

para o eixo **Z**. Então, a velocidade média da bola e do pé foi calculada a partir da distância percorrida dividida pelo tempo de percurso para os dados parametrizados em cada chute.

#### 4.6.7. Desempenho nos chutes

Os desempenhos nos chutes foram analisados através do acerto ou erro do alvo. Para isso, foram observados os locais de passagem da bola pelo gol a partir das imagens da câmera sete. Os locais de passagem da bola foram definidos como (Figura 10):

- 1) acerto no alvo (**A**) – caracterizado pela passagem ou toque da bola no alvo;
- 2) acerto no gol (**Q1, Q2, Q3, Q4**) – assinalado pela passagem da bola pela meta de gol, sem ser na região do alvo, tocando ou não nas traves;
- 3) erro do gol (**F1, F2, F3, F4, F5, F6, F7, F8**) – definido pela passagem da bola por fora da meta ou pelo acerto nas traves sem a passagem da bola pelo gol.



**Figura 10** – Caracterização das possíveis direções da bola.

#### 4.7. Análise Estatística

Para a análise dos resultados foram utilizados os *softwares Matlab 6.5®* e *SPSS 10.0 for Windows®*. Neste tópico foi apresentado como os dados foram analisados. O critério estatístico para diferença foi  $p < 0,05$  para todas as análises.

#### **4.7.1. Ângulos das articulações**

Foram analisados os ângulos das articulações do quadril, joelho e tornozelo através de gráficos em função do tempo para cada eixo de movimento. Para definir o padrão cinemático angular de cada situação foi calculado o valor médio, com respectivo desvio padrão, de cada eixo de movimento para cada instante de tempo para cada articulação do membro de chute e de suporte em cada situação de chute.

Para analisar se existem diferenças entre as situações de chute foi calculado para cada eixo e em cada instante a mediana e o respectivo intervalo de confiança dos ângulos das articulações dos participantes. Isto foi feito para cada situação experimental entre os membros de chute e de suporte.

Para verificar se houveram diferenças entre as situações experimentais foi examinada a sobreposição dos intervalos de confiança durante o ciclo de movimento. Se os intervalos de confiança entre as situações de chute não estiverem sobrepostos, significa que existe diferença significativa entre os dados (MACGILL et al., 1978). Com isso, foi observado em que instantes as situações de chute se apresentam diferentes.

#### **4.7.2. Velocidade angular das articulações**

Esta variável foi comparada da mesma maneira que a variável anterior, no entanto, não foi definido um padrão cinemático da velocidade angular para as situações de chute.

### **4.7.3. Velocidade da bola e velocidade linear do pé de chute**

A velocidade da bola e a velocidade linear do pé de chute foram analisadas através de uma análise de variância com medidas repetidas para verificar o efeito da dominância, do tipo de chute e da aprendizagem. Além disso, foi analisada através da correlação de Pearson a relação entre velocidade linear do pé de chute e a velocidade da bola. Também foram utilizados os valores médios, mínimos, máximos e desvios padrões para as análises.

### **4.7.4. Desempenho**

Para verificar qual situação teve melhor desempenho foi observado pelo pesquisador o local de acerto no alvo, no gol e fora dele, sendo expresso em porcentagem de acerto em cada um deles.

Além disso, foi verificado se existiam diferenças entre os chutes que acertaram e erraram o alvo (chutes que acertaram o gol e fora dele) no padrão cinemático angular e velocidade angular de cada articulação do membro de chute e de suporte, na velocidade linear do pé de chute e na velocidade da bola. Para o padrão cinemático e velocidade angular foi utilizado a mediana e o intervalo de confiança anteriormente descrito e para a velocidade da bola e do pé através de uma análise de variância com medidas repetidas.

#### **4.7.5. Análise intersujeitos**

Para verificar as diferenças intersujeitos foi verificado através de análise variância o efeito da dominância e do tipo de chute para as variáveis velocidades da bola e do pé de chute para cada participante, podendo verificar como se apresenta a dominância em cada participante e a influência que o tipo de chute acarreta para cada um deles.

## **Capítulo 5 - Resultados**

Este capítulo seguiu a seguinte formatação: caracterização da amostra, da dominância dos participantes e da ordem dos chutes de cada participante; apresentação da acurácia do estudo; resultados do membro de chute, apresentando o padrão cinemático angular das articulações e a velocidade angular; resultados do membro de suporte, apresentando o padrão cinemático angular das articulações e a velocidade angular; resultados e comparações para a velocidade da bola e velocidade linear do pé; apresentação do desempenho dos participantes; resultados das diferenças intersujeitos.

### **5.1. Características dos participantes e ordem dos chutes**

As características antropométricas, dominância para o membro de chute, tempo de prática no futsal e ordem dos chutes estão descritas na Tabela 1. Todos os indivíduos que participaram do estudo se enquadraram nos critérios referentes à preferência pedal.

**Tabela 1** – Características antropométricas, dominância para o membro de chute, tempo de prática no futsal e ordem das situações de chutes sorteadas para cada participante.

PARTICIPANTES	MASSA (kg)	ESTATURA (metros)	MEMBRO DOMINANTE	TEMPO DE PRÁTICA (meses)	SITUAÇÕES DE CHUTES
A	72,5	1,76	esquerdo	48	PD – MD – MND – PND
B	74	1,79	direito	36	MD – PD – MND – PND
C	70	1,66	direito	120	PD – MND – MD – PND
D	66,5	1,75	direito	84	MD – MND – PND – PD
E	73	1,80	esquerdo	36	MD – MND – PND – PD
F	72	1,74	direito	108	PD – MND – PND – MD
G	72	1,72	esquerdo	108	MD – MND – PND – PD
H	80	1,80	esquerdo	72	PND – PD – MD – MND
I	73	1,72	esquerdo	36	PD – MND – PND – MD
J	80	1,80	direito	36	PD – PND – MD – MND
$\bar{m} \pm Sd$	73,3±4,1	1,75±0,04	-----	68,4±34,4	-----

Desta forma, foram encontrados os valores médios de massa  $72,5 \pm 5$  kg e estatura  $1,74 \pm 5,5$  metros para o grupo de destros e  $73,1 \pm 1,1$  kg e  $1,75 \pm 3,3$  metros para o grupo de sinistros. Através da análise de variância verificou-se que não existe diferenças nas características dos grupos do estudo ( $F_{1,8} = 0,35$  – massa;  $F_{1,8} = 0,15$  - estatura;  $p < 0,05$ ).

## 5.2. Acurácia do sistema

O valor médio da acurácia do sistema foi de  $7,9 \pm 1,3$  milímetros, o valor médio da precisão de  $6,1 \pm 0,9$  milímetros e o valor médio do *bias*  $5,0 \pm 0,9$  milímetros (Apêndice 3).

## 5.3. Análises para o membro de chute e de suporte

Primeiramente foi definido o padrão cinemático angular das articulações do quadril, joelho e tornozelo, descrevendo o que ocorreu durante o ciclo de movimento nas situações de chute, depois foram apresentadas as diferenças existentes entre os movimentos articulares para cada uma das situações de chute e para velocidade angular. Isto foi

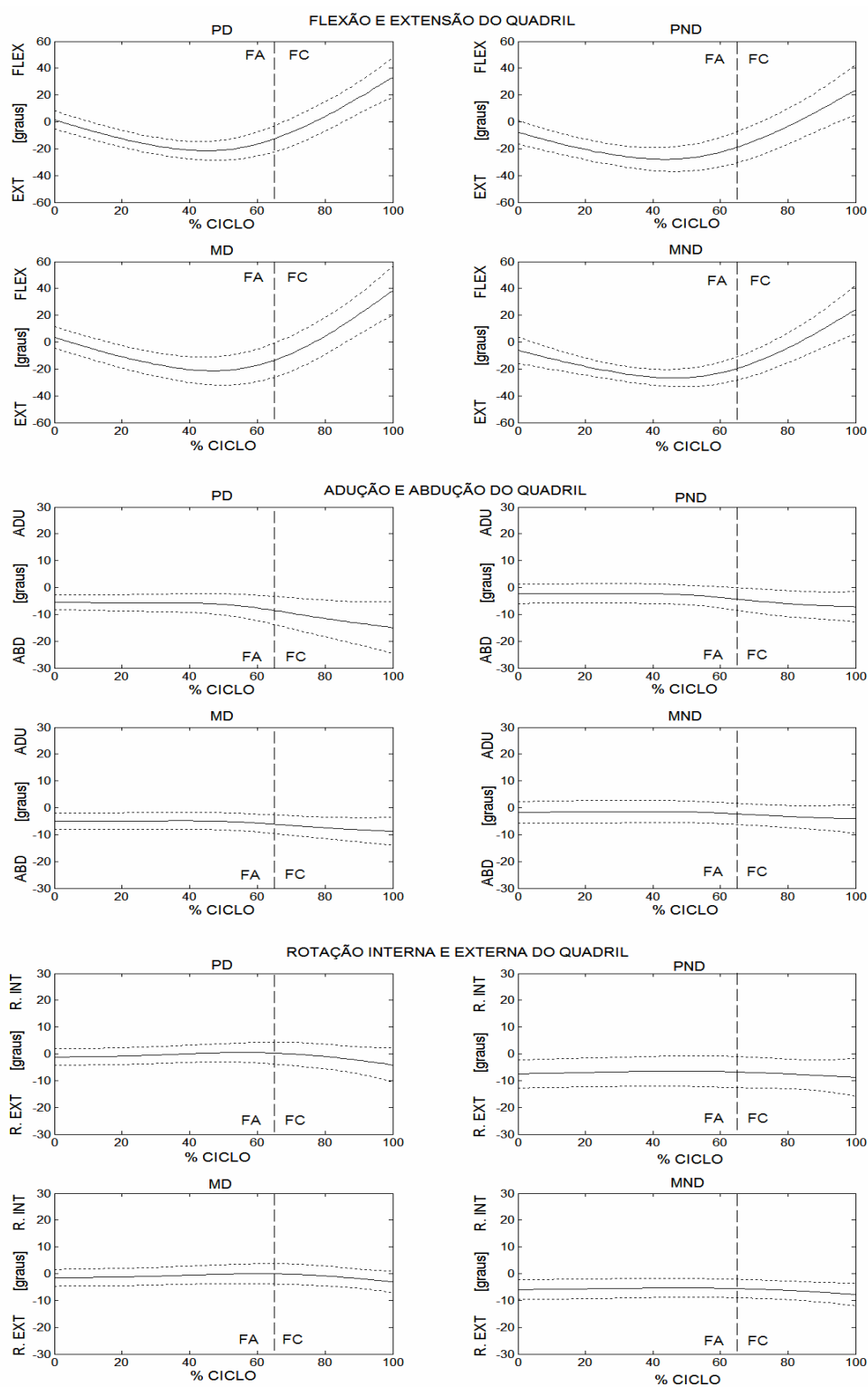
realizado inicialmente para o membro de chute e posteriormente para o membro de suporte. Os valores referentes aos ângulos na posição neutra (ortostática) relativo à filmagem estática estão apresentados no Apêndice 4.

### **5.3.1. Padrões cinemáticos angulares para o membro de chute**

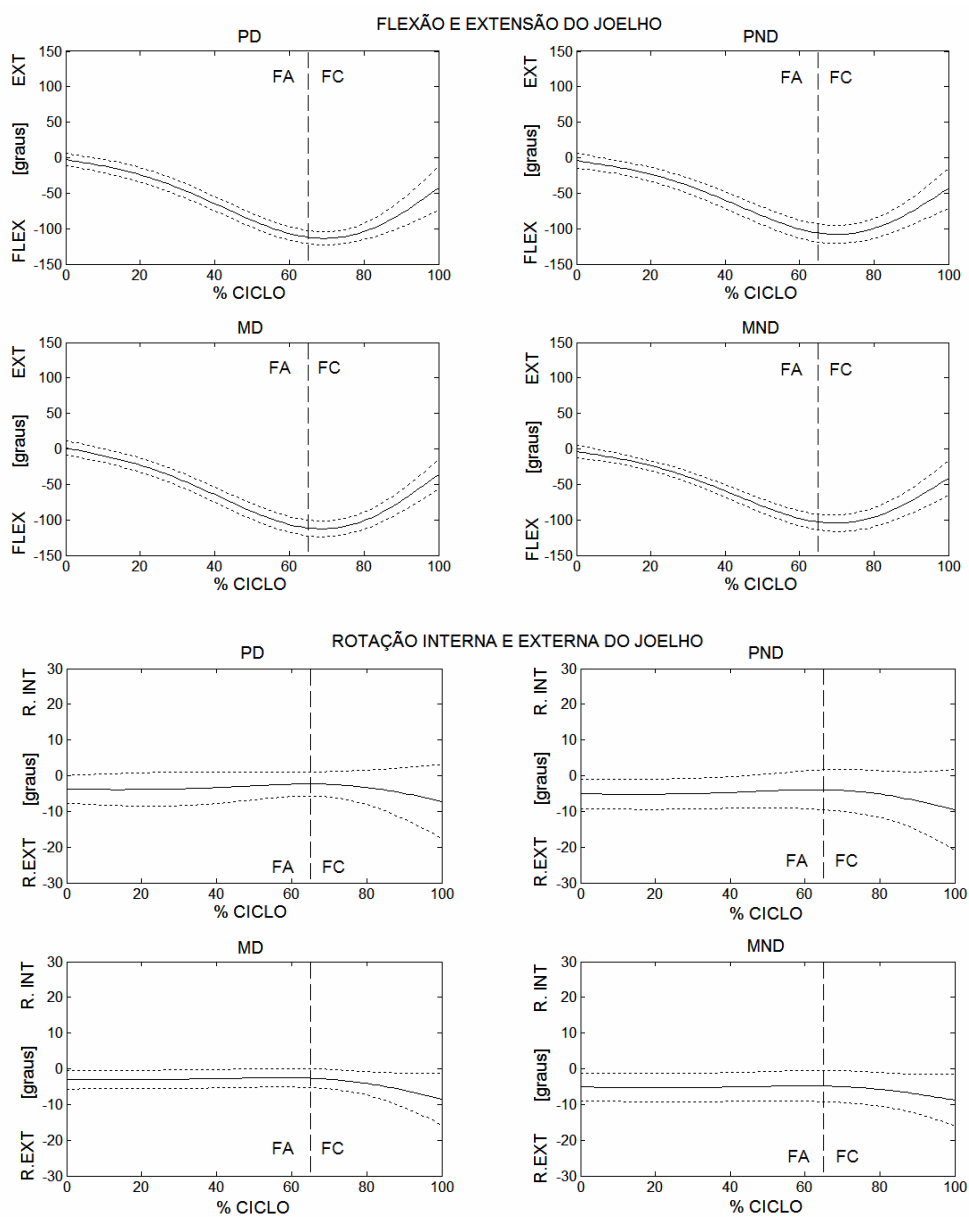
O quadril do membro de chute no eixo transversal inicia o movimento com uma pequena flexão (entre  $5^\circ$  e  $15^\circ$ ) até o final da fase de apoio, sendo realizado uma extensão na fase de contato chegando entre  $30^\circ$  e  $40^\circ$  no momento de contato com a bola. No eixo sagital ocorre uma abdução que é acentuada na fase de contato e no eixo longitudinal ocorre uma rotação externa durante o ciclo de movimento (Figura 11).

O joelho para o movimento no eixo transversal inicia com uma pequena flexão na fase apoio que é acentuada até chegar ao seu valor máximo ( $\sim 120^\circ$ ) no início da fase de contato, a partir desse ponto ocorre uma diminuição da flexão até aproximadamente  $50^\circ$  no momento de contato com a bola. No eixo longitudinal o movimento mantém uma rotação externa entre  $5^\circ$  e  $15^\circ$  (Figura 12).

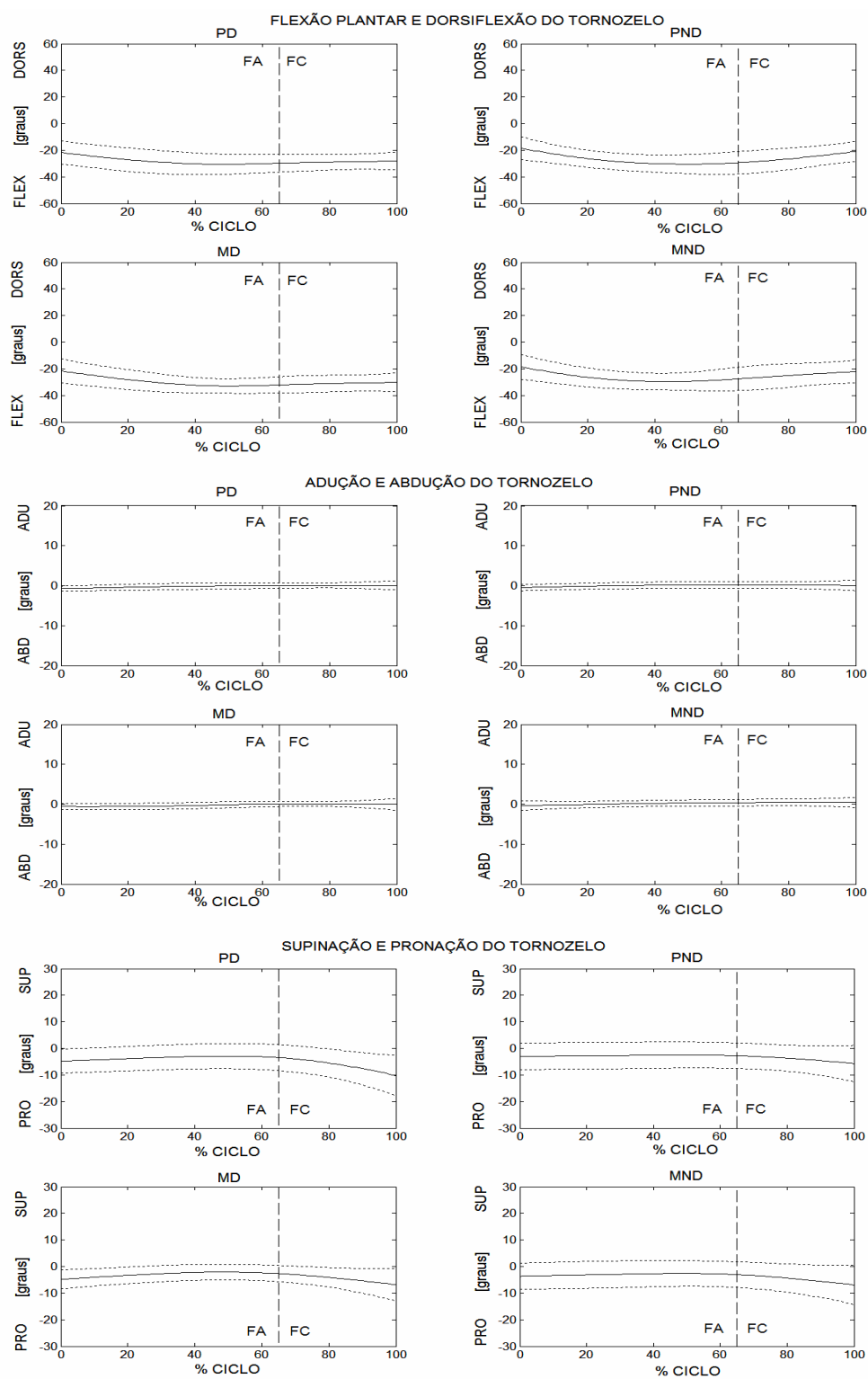
O tornozelo para o movimento no eixo transversal mantém uma flexão plantar entre  $10^\circ$  e  $40^\circ$  durante o ciclo de movimento. No eixo sagital o movimento se inicia com uma pequena abdução, terminando o movimento próximo à posição neutra e no eixo longitudinal o tornozelo mantém uma pronação ( $\sim 5^\circ$ ) durante o ciclo de movimento (Figura 13).



**Figura 11** – Padrão cinemático angular do quadril. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão; EXT - extensão; ADU – adução; ABD - abdução; R. INT – rotação interna; R. EXT - rotação externa.



**Figura 12** – Padrão cinemático angular do joelho. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão; EXT - extensão; R. INT – rotação interna; R. EXT - rotação externa.



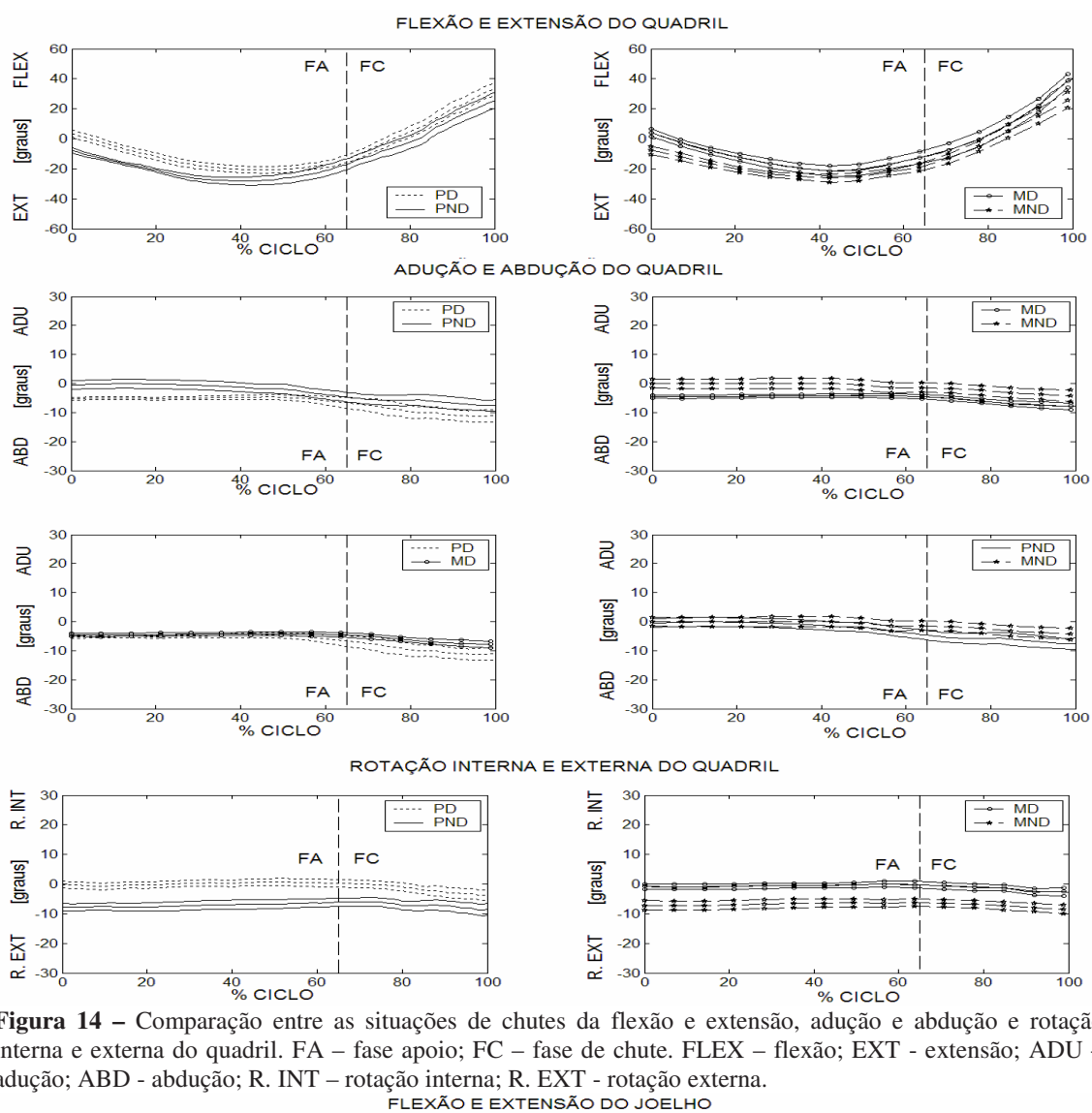
**Figura 13** – Padrão cinemático angular do tornozelo. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão plantar; DORS – dorsiflexão; ADU – adução; ABD - abdução; PRO – pronação; SUP - supinação.

### 5.3.2. Diferenças entre as situações de chutes para o membro de chute

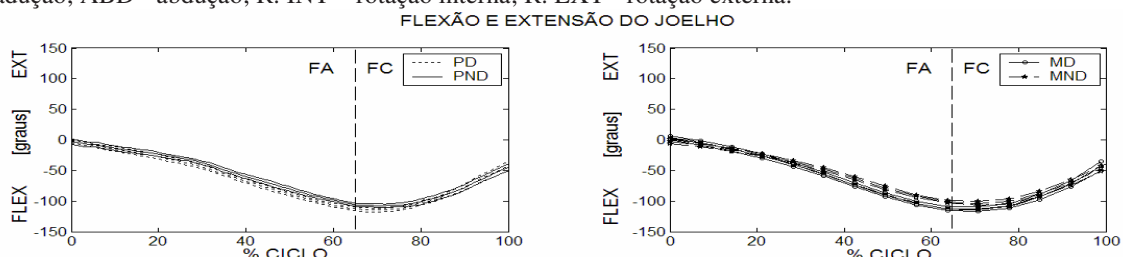
No movimento do quadril não foram encontradas diferenças ( $p < 0,05$ ) no eixo transversal e no eixo longitudinal entre as situações PD e MD e entre PND e MND (Apêndice 5). No entanto, foi encontrada diferença entre PD e PND (1% a 53% do ciclo) e MD e MND (1% a 37% e 95% a 100% do ciclo) no eixo transversal. Para o eixo sagital foi encontrada diferença entre todas as situações de chute (PD e PND – 1% a 53% e 88% a 95%; MD e MND – 1% a 100%; PD e MD – 79% a 98%; PND e MND – 65% a 70%) e no eixo longitudinal diferenças entre PD e PND e entre MD e MND durante todo o ciclo (Figura 14).

No movimento do joelho do membro de chute não foram encontradas diferenças ( $p < 0,05$ ) no eixo transversal entre as situações PD e MD e entre PND e MND e no eixo longitudinal para nenhuma das situações chutes (Apêndice 5). No entanto, foi encontrada diferença entre PD e PND (28% a 75% do ciclo) e MD e MND (1% a 37% e 95% a 100% do ciclo) no eixo transversal (Figura 15).

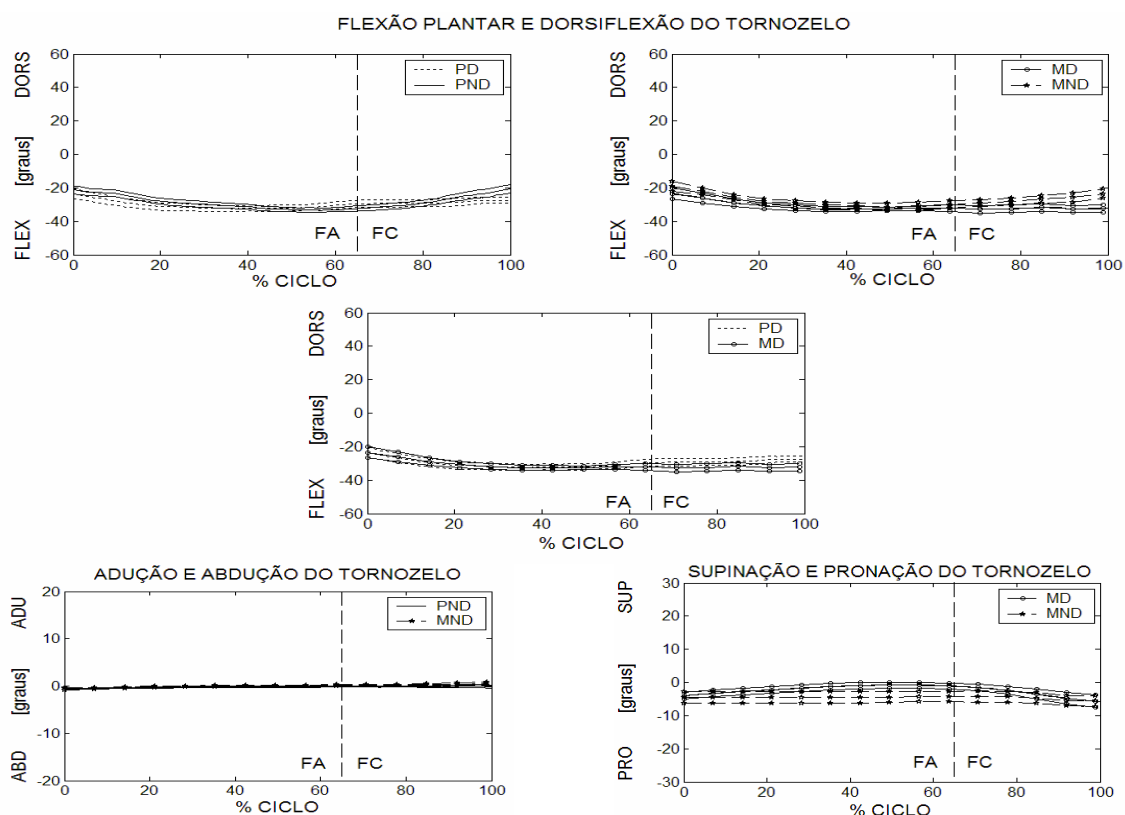
No movimento do tornozelo não foram encontradas diferenças ( $p < 0,05$ ) no eixo transversal entre as situações PND e MND, no eixo sagital entre as situações PD e PND, entre PD e MD e entre MD e MND e no eixo longitudinal entre PD e PND, entre PD e MD e entre PND e MND (Apêndice 5). No entanto, foi encontrada diferença entre PD e PND (94% a 100% do ciclo), MD e MND (78% a 100% do ciclo) e PD e MD (91% a 100%) no eixo transversal. Para o eixo sagital foi encontrada diferença entre as situações de chute PND e MND (44% a 48% e 68% a 90% do ciclo) e no eixo longitudinal diferenças entre MD e MND (29% a 70% do ciclo) (Figura 16).



**Figura 14** – Comparação entre as situações de chutes da flexão e extensão, adução e abdução e rotação interna e externa do quadril. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão; EXT - extensão; ADU – adução; ABD - abdução; R. INT – rotação interna; R. EXT - rotação externa.



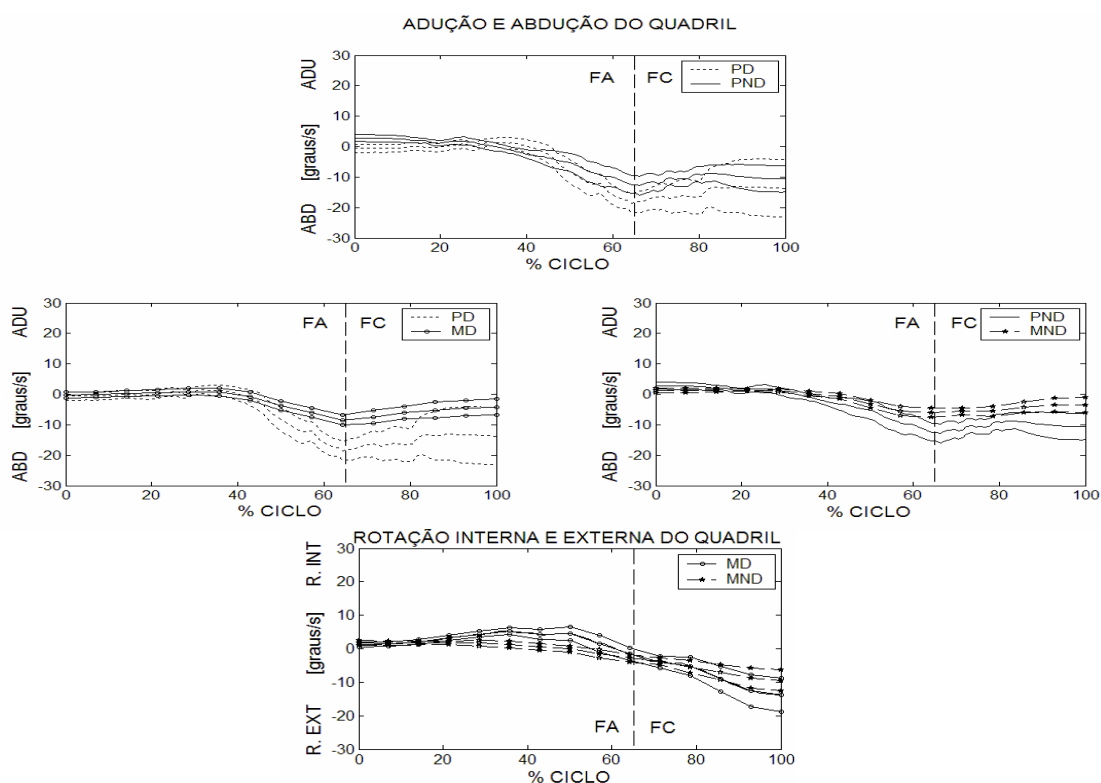
**Figura 15** – Comparação entre as situações de chutes para a flexão e extensão do joelho. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão; EXT – extensão.



**Figura 16** – Comparação entre as situações de chutes para a flexão plantar e dorsiflexão, adução e abdução e pronação e supinação do tornozelo. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão plantar; DORS – dorsiflexão; ADU – adução; ABD - abdução; PRO – pronação; SUP - supinação.

### 5.3.3. Velocidades angulares do membro de chute

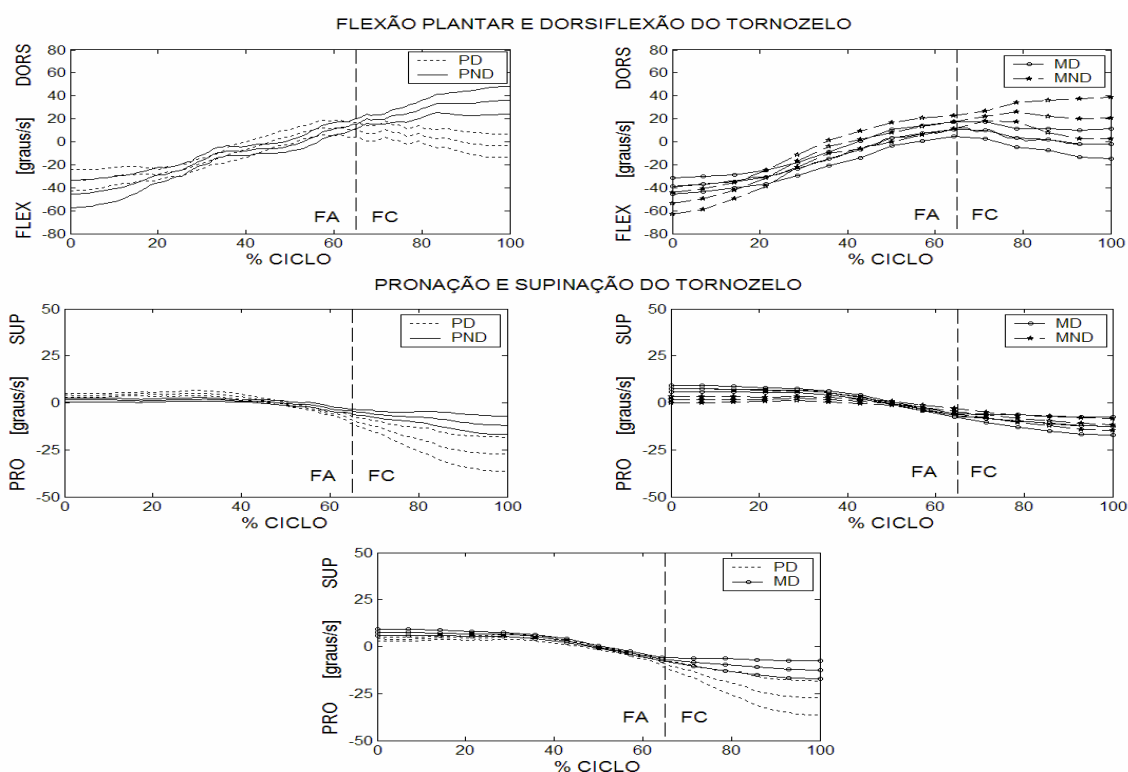
Na velocidade angular do quadril não foram encontradas diferenças ( $p < 0,05$ ) no eixo transversal entre nenhuma das situações, no eixo sagital para as situações MD e MND e no eixo longitudinal entre PD e PND, entre PD e MD e entre PND e MND (Apêndice 6). No entanto, foi encontrada diferença entre PD e PND (1% a 13% do ciclo), PD e MD (52% a 82% do ciclo) e PND e MND (61% a 78 % do ciclo) no eixo sagital e no eixo longitudinal diferenças entre MD e MND (22% a 53 % do ciclo) (Figura 17).



**Figura 17** – Comparação entre as velocidades angulares para a adução e abdução e rotação interna e externa do quadril. FA – fase apoio; FC – fase de chute. ADU – adução; ABD - abdução; R. INT – rotação interna; R. EXT - rotação externa.

Na velocidade angular do joelho não foram encontradas diferenças para nenhum dos eixos de movimento entre as situações de chute ( $p < 0,05$ ) (Apêndice 6).

Na velocidade angular do tornozelo não foram encontradas diferenças ( $p < 0,05$ ) no eixo transversal entre as situações PD e MD e entre MD e MND, no eixo sagital não foi apresentada diferença entre nenhuma das situações e no eixo longitudinal entre PND e MND (Apêndice 6). No entanto, foi encontrada diferença entre PD e PND (73% a 100% do ciclo), MD e MND (72% a 82% do ciclo) no eixo transversal. No eixo longitudinal diferenças apareceram entre PD e PND (8% a 40% e 64% a 100% do ciclo), entre MD e MND (1% a 42% e 58% a 70% do ciclo) e PD e MD (1% a 13% e 81% a 100% do ciclo) (Figura 18).



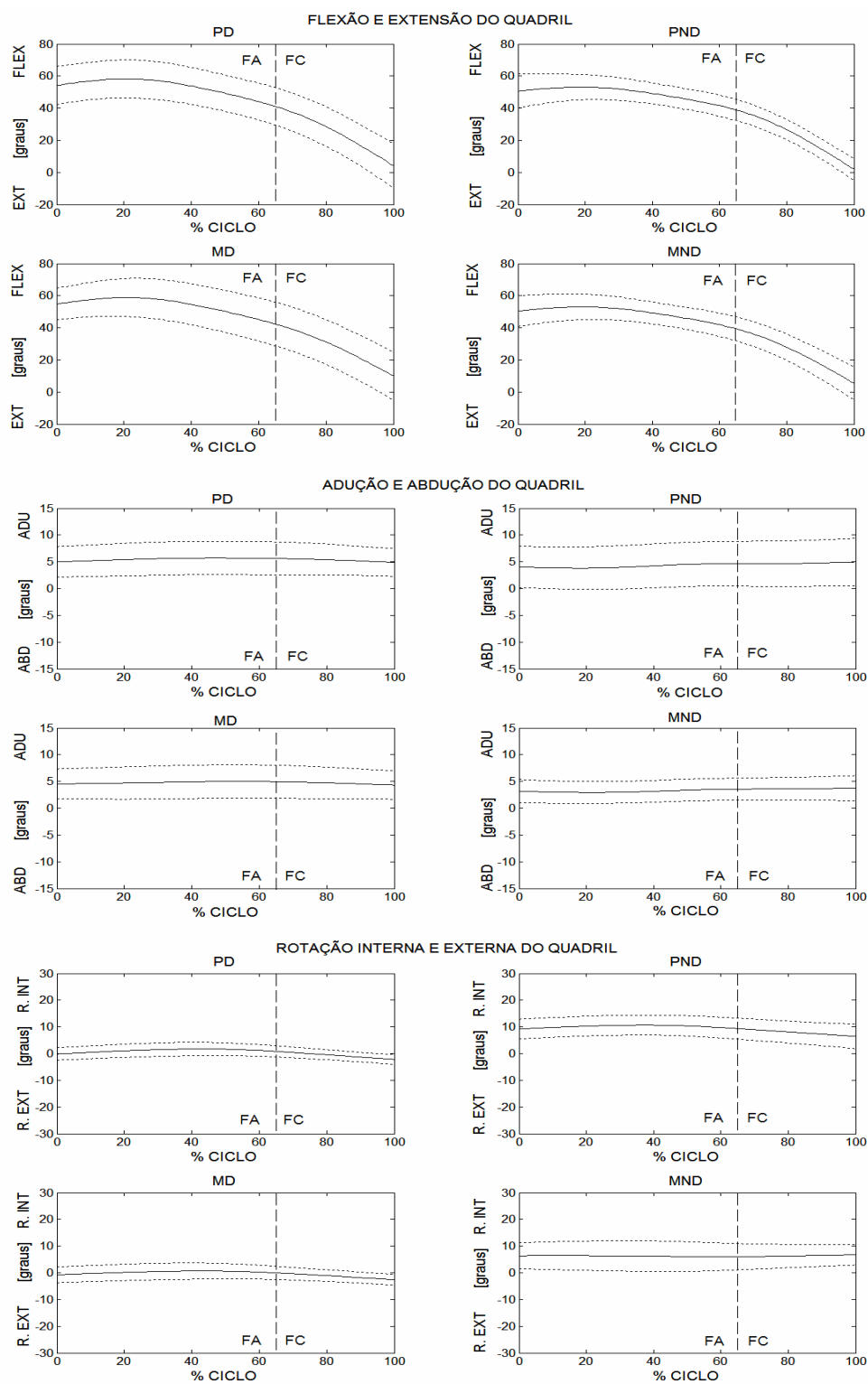
**Figura 18** – Comparação entre as velocidades angulares para a flexão plantar e dorsiflexão e pronação e supinação do tornozelo. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão plantar; DORS - dorsiflexão; ADU – adução; ABD - abdução; PRO – pronação; SUP - supinação.

#### 5.3.4. Padrões cinemáticos angulares para o membro de suporte

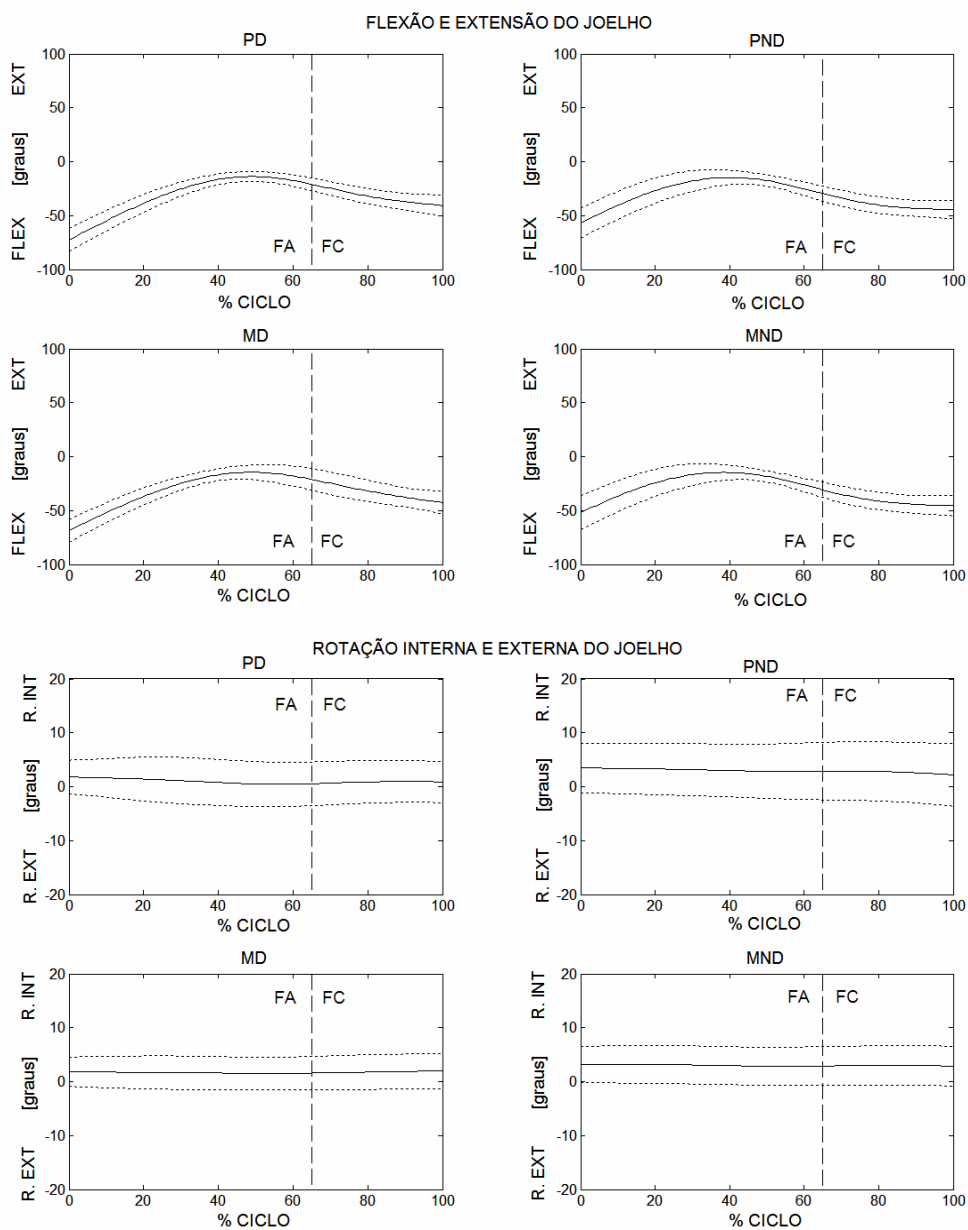
O quadril no eixo transversal inicia o movimento com uma flexão em torno de  $50^\circ$  que vai diminuindo bem próximo da posição neutra no momento de contato com a bola. No eixo sagital ocorre uma adução durante todo o movimento e no eixo longitudinal os chutes com o membro dominante iniciam o movimento com uma pequena rotação interna e a partir da fase de contato realizam uma rotação externa que é acentuada no toque com a bola ( $\sim 5^\circ$ ) e os chutes com o membro não dominante mantêm uma rotação interna durante o ciclo de movimento (Figura 19).

O joelho para o movimento no eixo transversal inicia com uma grande flexão (entre  $50^\circ$  e  $80^\circ$ ) que diminui até por volta de 40% do ciclo, ocorrendo um aumento na fase de contato até aproximadamente  $40^\circ$  no momento de toque com a bola. No eixo longitudinal o movimento mantém uma rotação interna em todo o ciclo de movimento (Figura 20).

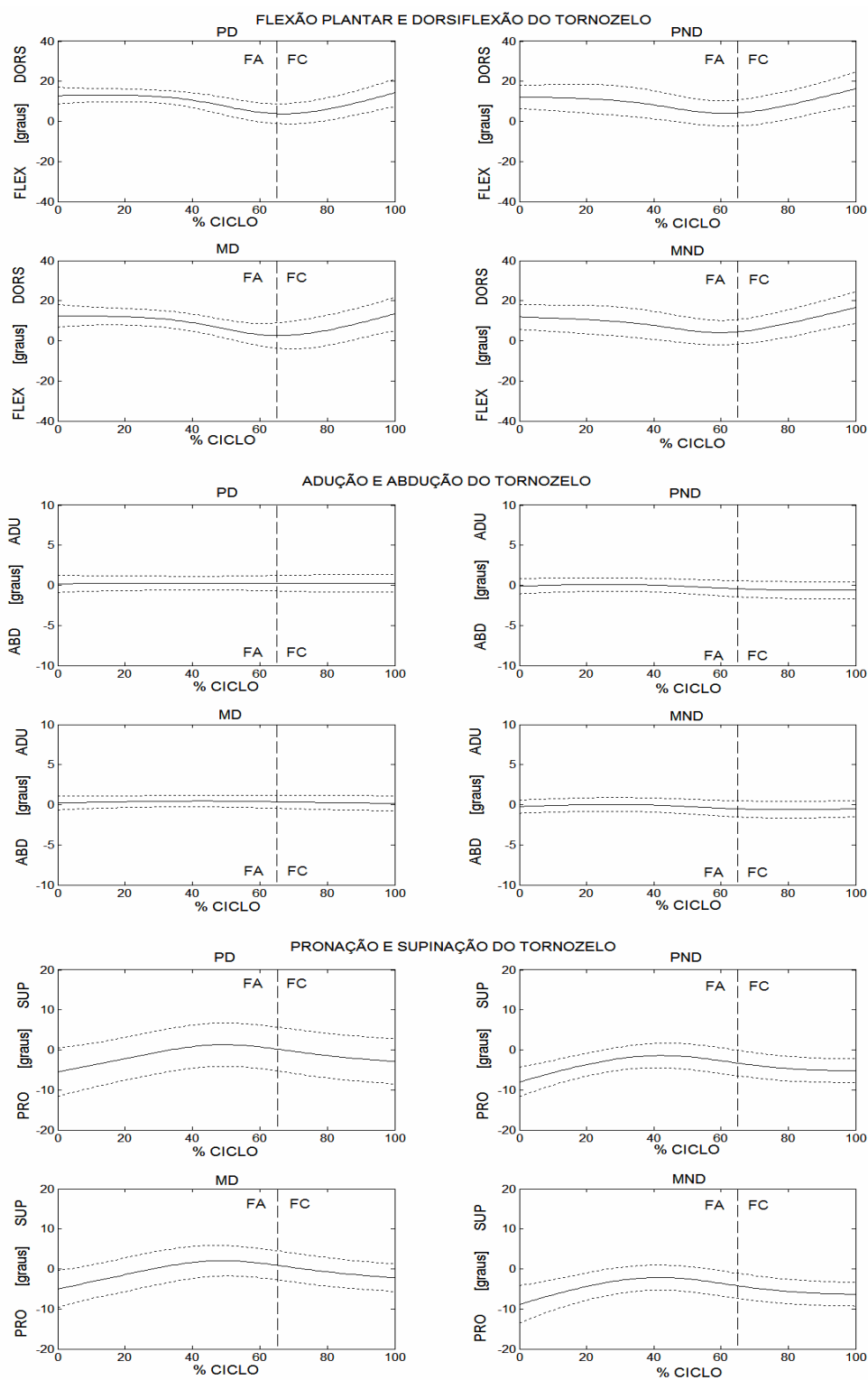
O tornozelo para o movimento no eixo transversal inicia o movimento com uma dorsiflexão que vai diminuindo até o início da fase de contato, a partir daí ocorre um aumento na dorsiflexão até o contato com a bola, chegando ao redor de  $15^\circ$ . No eixo sagital o movimento dos chutes com o membro dominante mantém uma pequena adução enquanto que os chutes com o membro não dominante mantêm uma pequena abdução. No eixo longitudinal o tornozelo inicia o movimento com uma pronação que vai diminuindo até 50% do ciclo de movimento, iniciando então um aumento na pronação até o contato com a bola até perto  $5^\circ$  no momento de contato com a bola (Figura 21).



**Figura 19** – Padrão cinemático angular do quadril. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão; EXT - extensão; ADU – adução; ABD - abdução; R. INT – rotação interna; R. EXT - rotação externa.



**Figura 20** – Padrão cinemático angular do joelho. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão; R. INT – rotação interna; R. EXT - rotação externa.



**Figura 21** – Padrão cinemático angular do tornozelo. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão plantar; DORS – dorsiflexão; ADU – adução; ABD - abdução; PRO – pronação; SUP - supinação.

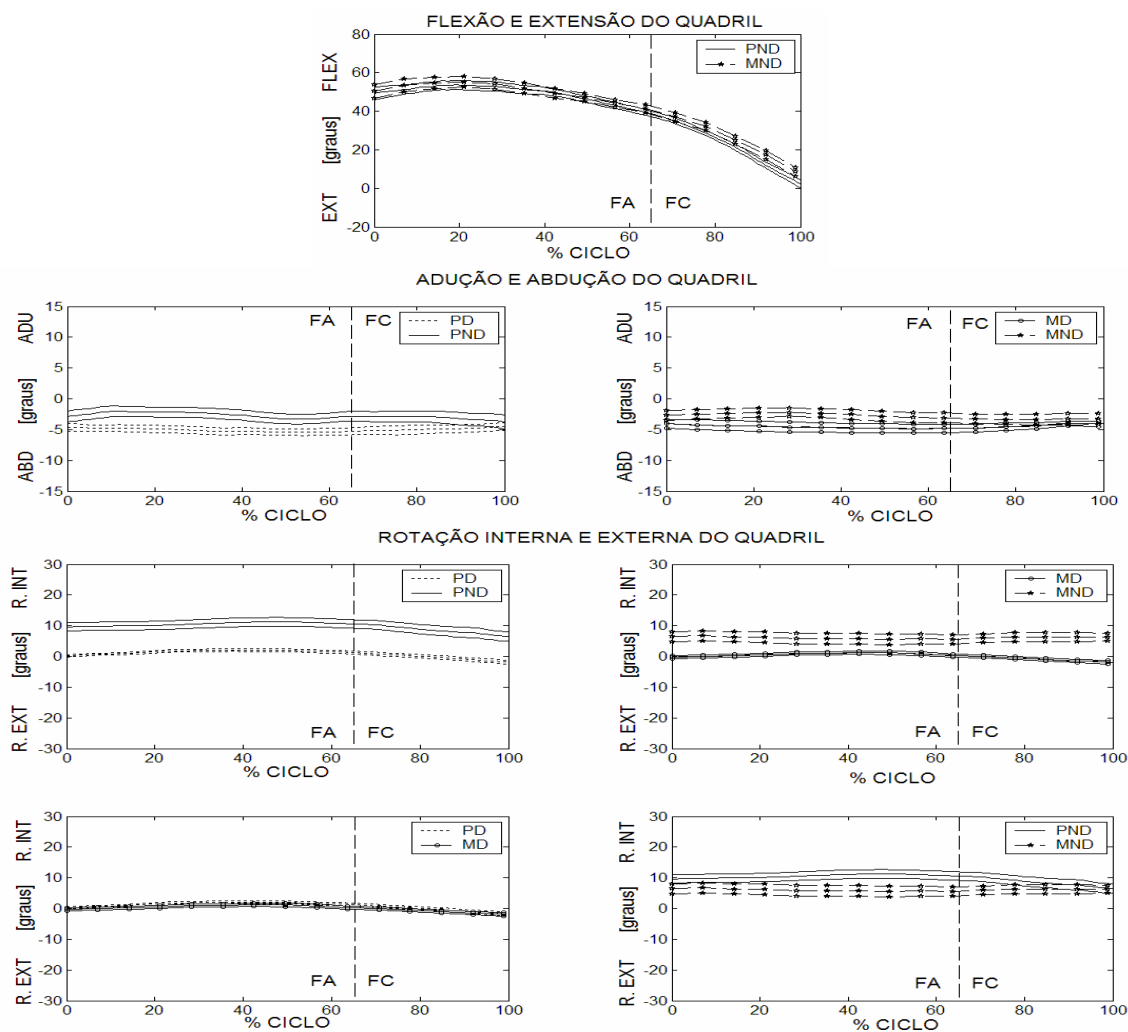
### 5.3.5. Diferenças entre as situações de chutes para o membro de suporte

No movimento do quadril não foi encontrada diferença ( $p < 0,05$ ) no eixo transversal entre as situações PD e PND, entre PD e MD e entre MD e MND e no eixo sagital entre PD e PND e entre MD e MND (Apêndice 7). No entanto, foi encontrada diferença entre PND e MND (79% a 100% do ciclo) no eixo transversal. Para o eixo sagital diferenças apareceram entre PD e PND (1% a 90% do ciclo) e MD e MND (5% a 71% do ciclo) e no eixo longitudinal diferenças entre todas situações de chute (entre PD e PND e entre MD e MND – em todo o ciclo; PD e MD – 20% a 39%; PND e MND – 1% a 77%) (Figura 22).

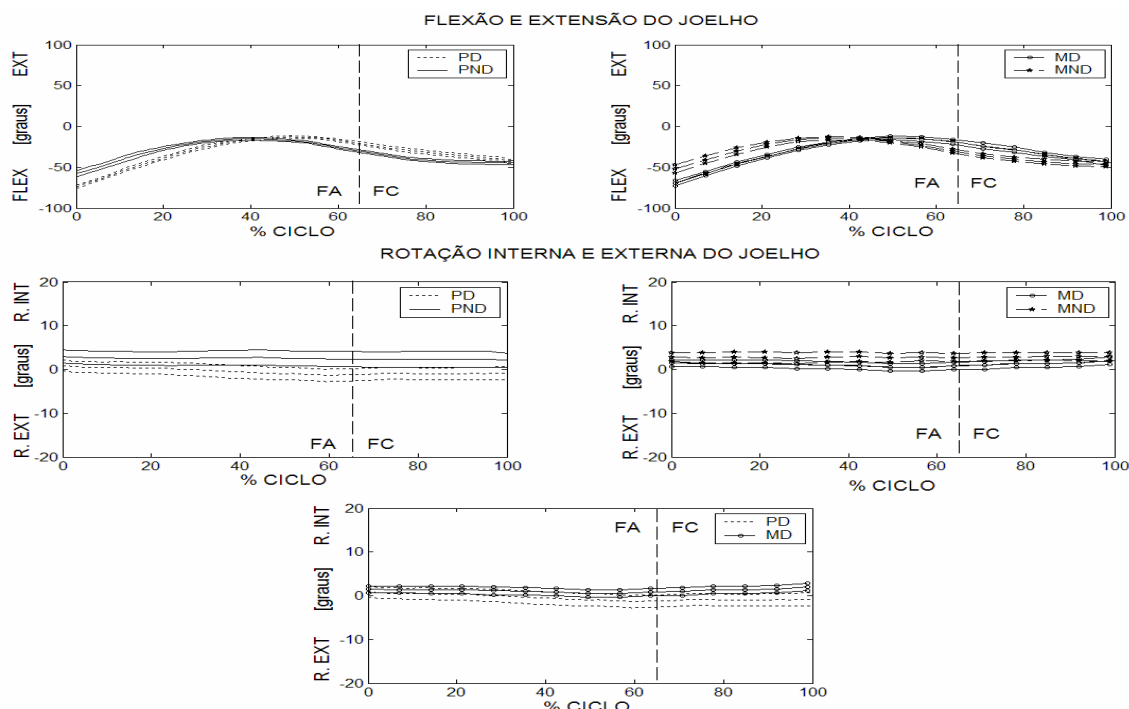
No movimento do joelho não foram encontradas diferenças ( $p < 0,05$ ) no eixo transversal entre as situações PD e MD e entre PND e MND e no eixo longitudinal entre PND e MND (Apêndice 7). No entanto, foi encontrada diferença entre PD e PND (1% a 36% e 48% a 97% do ciclo) e entre MD e MND (1% a 39% e 48% a 94% do ciclo) no eixo transversal. No eixo longitudinal diferenças apareceram entre PD e PND (39% a 90% do ciclo), entre MD e MND (42% a 67% do ciclo) e entre PD e MD (79% a 100% do ciclo) (Figura 23).

No movimento do tornozelo não foram encontradas diferenças ( $p < 0,05$ ) no eixo transversal entre as situações PD e MD e entre PND e MND, no eixo sagital entre PD e PND, entre PD e MD e entre PND e MND e no eixo longitudinal entre PD e MD e entre PND e MND (Apêndice 7). No entanto, foi encontrada diferença entre PD e PND (17% a 34% e 36% a 61% do ciclo) e entre MD e MND (81% a 100% do ciclo) no eixo transversal. Para o eixo sagital diferenças apareceram entre MD e MND (60% a 100% do ciclo) e no

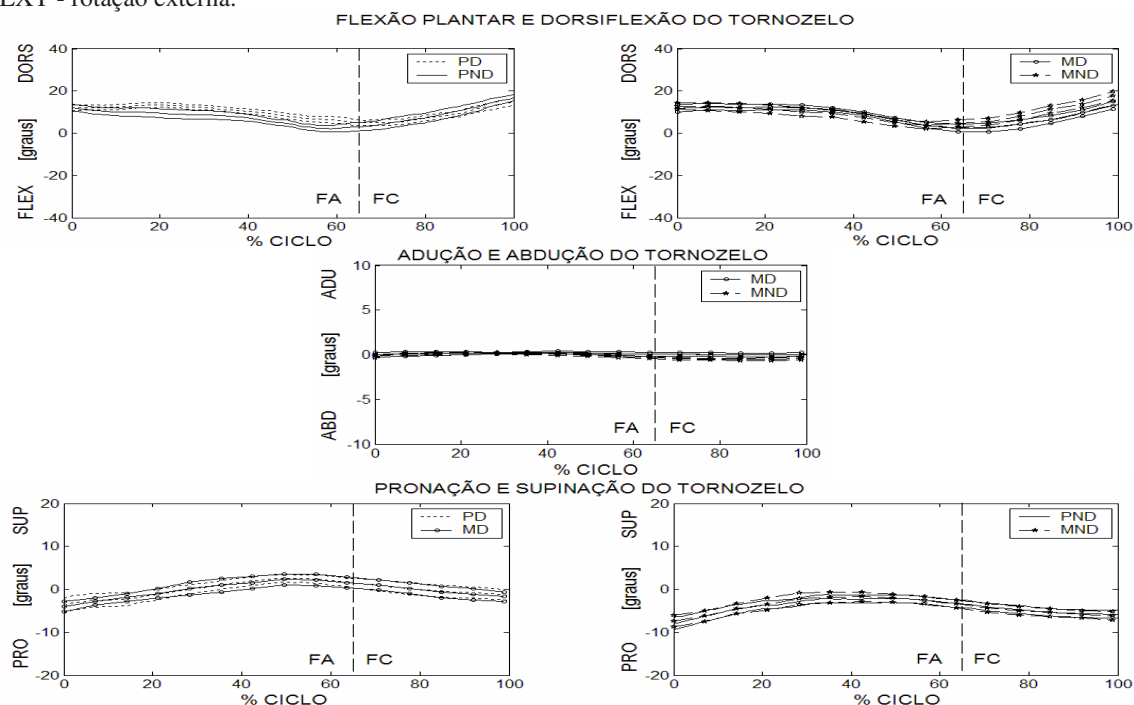
eixo longitudinal entre PD e PND (1% a 12% e 18% a 100% do ciclo) e entre MD e MND (1% a 21% e 36% a 100% do ciclo) (Figura 24).



**Figura 22** – Comparação entre as situações de chutes da flexão e extensão, adução e abdução e rotação interna e externa do quadril. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão; EXT - extensão; ABD – abdução; ADU – adução; R. INT – rotação interna; R. EXT - rotação externa.



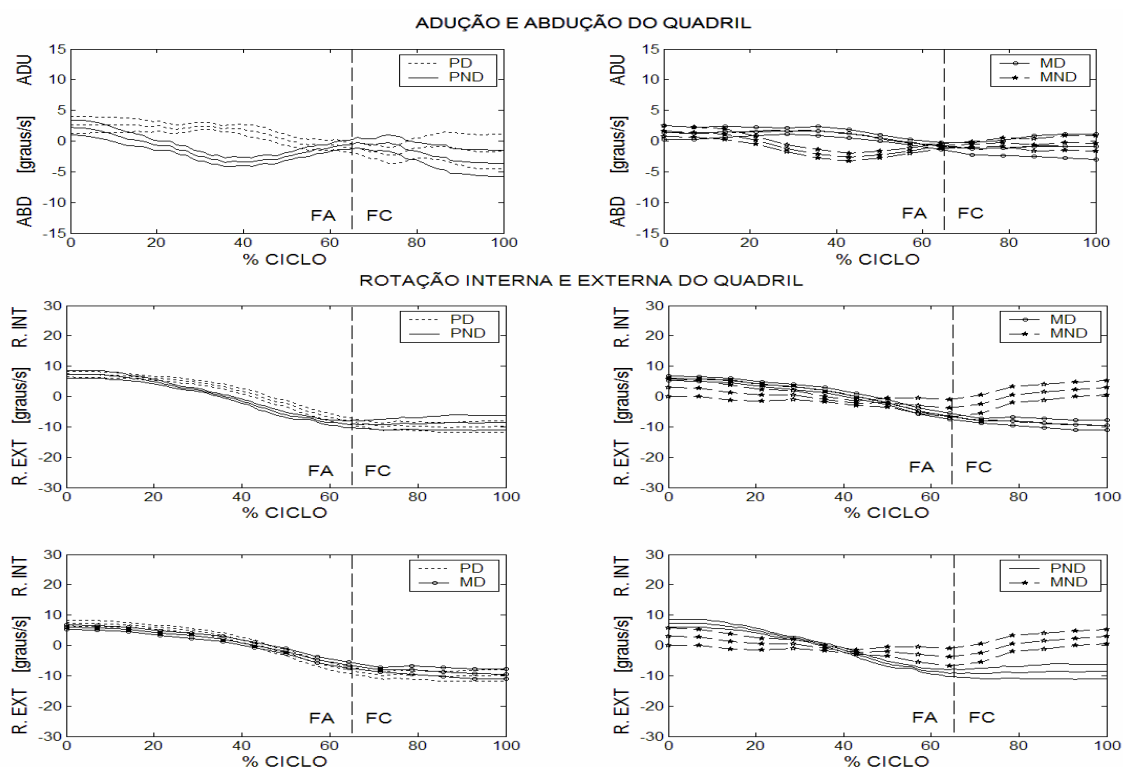
**Figura 23** – Comparação entre as situações de chutes para a flexão e extensão e rotação interna e externa do joelho. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão; EXT – extensão; R. INT – rotação interna; R. EXT - rotação externa.



**Figura 24** – Comparação entre as situações de chutes para a flexão plantar e dorsiflexão, adução e abdução e pronação e supinação do tornozelo. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão plantar; DORS – dorsiflexão; ADU – adução; ABD - abdução; PRO – pronação; SUP - supinação.

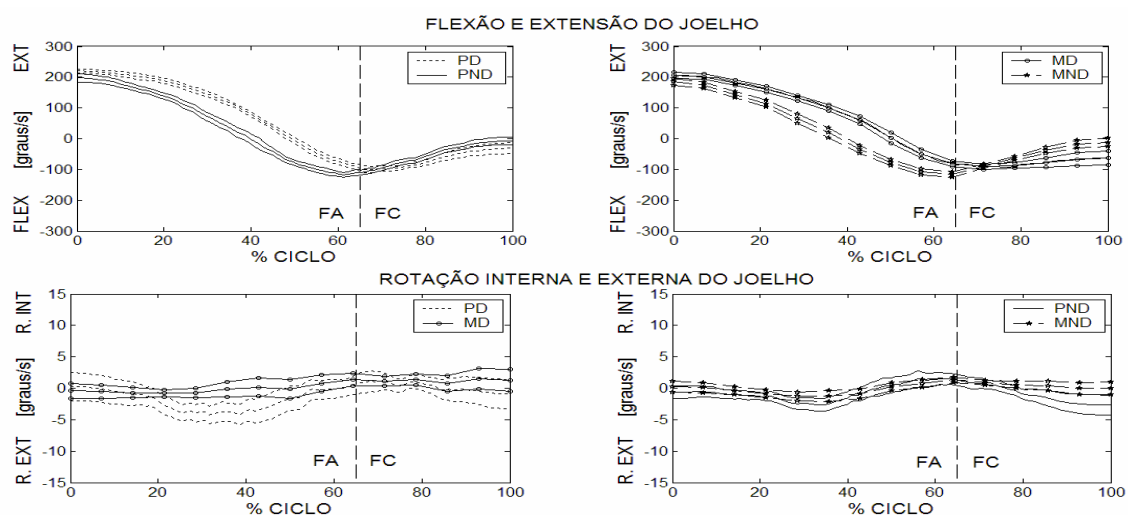
### 5.3.6. Velocidades angulares do membro de suporte

Na velocidade angular do quadril não foi encontrada diferença ( $p < 0,05$ ) no eixo transversal entre nenhuma das situações e no eixo sagital para as situações PD e MD e entre PND e MND (Apêndice 8). No entanto, foi encontrada diferença entre PD e PND (16% a 50% do ciclo) e MD e MND (20% a 60% do ciclo) no eixo sagital. No eixo longitudinal apareceram diferenças entre todas as situações de chute (PD e PND – 21% a 58%; MD e MND – 11% a 43% e 67% a 100%; PD e MD – 19% a 25%; PND e MND – 1% a 23% e 44% a 100%) (Figura 25).



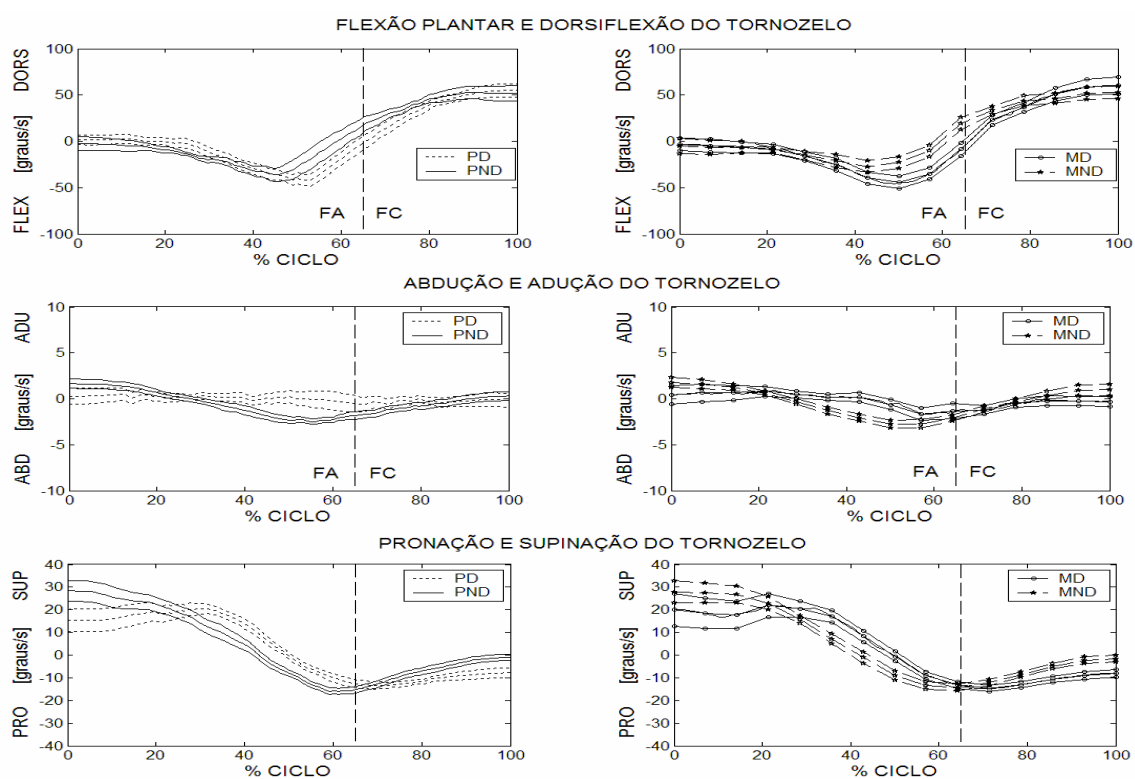
**Figura 25** – Comparação entre as velocidades angulares da adução e abdução e rotação interna e externa do quadril. FA – fase apoio; FC – fase de chute. ADU – adução; ABD - abdução; R. INT – rotação interna; R. EXT - rotação externa.

Na velocidade angular do joelho não foram encontradas diferenças ( $p < 0,05$ ) no eixo transversal entre as situações PD e MD e entre PND e MND e no eixo longitudinal para as situações PD e PND e entre MD e MND (Apêndice 8). No entanto, foi encontrada diferença entre PD e PND (1% a 65% do ciclo) e MD e MND (1% a 66% do ciclo) no eixo transversal. No eixo longitudinal apareceram diferenças entre PD e MD (22% a 41% do ciclo) e entre PND e MND (86% a 100% do ciclo) (Figura 26).



**Figura 26** – Comparação entre as velocidades angulares para a flexão e extensão e rotação interna e externa do joelho. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão; EXT - extensão; R. INT – rotação interna; R. EXT - rotação externa.

Na velocidade angular do tornozelo não foram encontradas diferenças ( $p < 0,05$ ) no eixo transversal, no eixo sagital e no eixo longitudinal para as situações PD e MD e entre PND e MND (Apêndice 8). No entanto, foi encontrada diferença entre PD e PND para o eixo transversal (21% a 30% e 62% a 74% do ciclo), sagital (35% a 65% do ciclo) e longitudinal (1% a 10%, 30% a 65% e 72% a 100% do ciclo) e entre MD e MND para o eixo transversal (42% a 72% do ciclo), sagital (37% a 58% e 97% a 100% do ciclo) e longitudinal (28% a 58% e 72% a 100% do ciclo) (Figura 27).



**Figura 27** – Comparação entre as velocidades angulares para a flexão e extensão, adução e abdução e rotação interna e externa do tornozelo. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão plantar; DORS - dorsiflexão; ADU – adução; ABD - abdução; PRO – pronação; SUP - supinação.

#### 5.4. Velocidade da bola e velocidade linear do pé de chute

Na Tabela 2 estão apresentadas as médias, desvios padrões, valores mínimos e máximos da velocidade da bola e da velocidade linear do pé de chute nas quatro condições de chute. Os valores da velocidade da bola e do pé para cada chute estão apresentados no Apêndice 9 e 10, respectivamente.

**Tabela 2** – Média, desvio padrão, valor mínimo e máximo da velocidade da bola e do pé de chute.

<b>VELOCIDADE DA BOLA</b>	<b>PD</b>	<b>PND</b>	<b>MD</b>	<b>MND</b>
<b>Média e desvio padrão (m·s<sup>-1</sup>)</b>	24,26±2,21	21,62±2,26	23,88±2,7	21,42±2,25
<b>Mínimo (m·s<sup>-1</sup>)</b>	19,53	16,35	16,35	16,23
<b>Máximo (m·s<sup>-1</sup>)</b>	29,53	26,15	29,52	26,42
<b>VELOCIDADE DO PÉ DE CHUTE</b>				
<b>Média e desvio padrão (m·s<sup>-1</sup>)</b>	17,61±1,87	15,45±2,66	17,25±2,26	14,56±2,57
<b>Mínimo (m·s<sup>-1</sup>)</b>	13,58	6,99	9,37	6,99
<b>Máximo (m·s<sup>-1</sup>)</b>	21,64	21,85	21,85	21,64

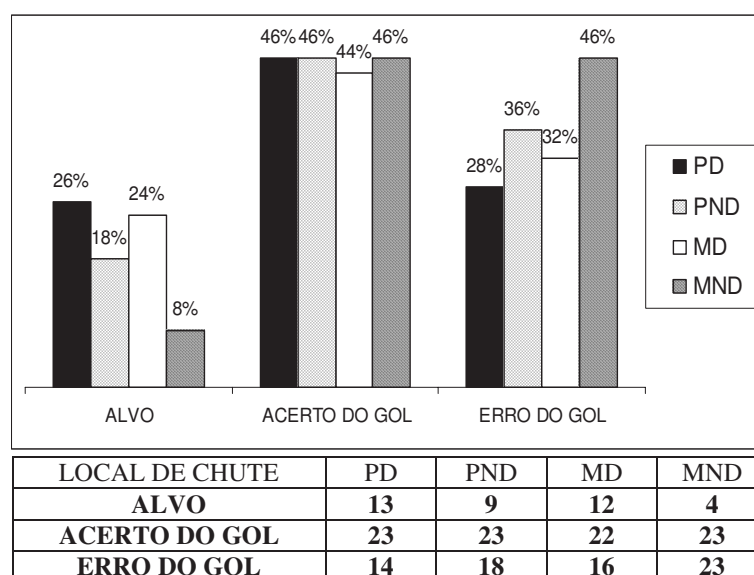
A análise de variância para velocidade da bola e velocidade linear do pé de chute não revelou diferença significativa para a aprendizagem ( $F_{4,195} = 0,29$ ;  $p < 0,05$ ) e também para o fator tipo de chute ( $F_{9,1} = 0,58$  – velocidade da bola e  $F_{9,1} = 2,64$  – velocidade do pé de chute). Só foi encontrada diferença para o fator dominância para ambas as variáveis ( $F_{9,1} = 56,79$ ,  $p < 0,001$  – velocidade da bola e  $F_{9,1} = 50,07$ ,  $p < 0,001$  – velocidade do pé de chute). Desta forma, PD e MD apresentam maiores velocidades da bola e do pé de chute que PND e que MND, sendo que não foi encontrada diferença significativa entre PD e MD e entre PND e MND para as duas variáveis. Além disso, foi encontrada alta correlação entre a velocidade da bola e velocidade linear do pé de chute ( $r = 0,73$ ;  $p < 0,01$ ).

### 5.5. Desempenho

Na Figura 28 observa-se a porcentagem do local de acerto da bola após cada chute em cada situação e a quantidade de acerto em cada local. O local de acerto em cada chute para cada participante estão apresentados no Apêndice 11.

Observa-se que os chutes com o membro dominante apresentam maior porcentagem de acerto no alvo (PD - 26% e MD - 24%) do os chutes com o membro não dominante (PD - 18% e MD - 8%). Nota-se também que os chutes com a bola parada, se

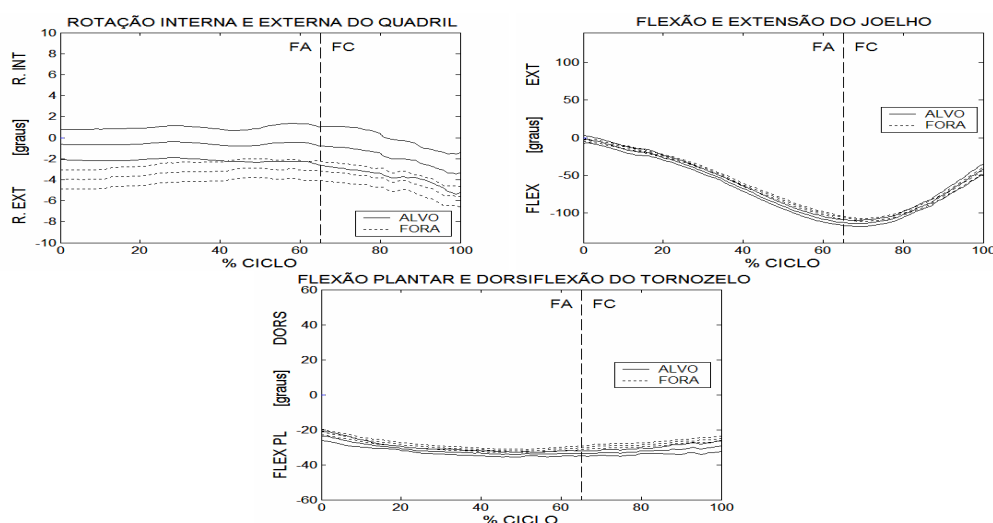
comparado os chutes com a bola em movimento do mesmo membro, apresenta maior porcentagem de acerto no alvo. Para o acerto do gol, observa-se que as situações de chutes foram similares na porcentagem. Quando é analisado o erro do gol, nota-se padrão inverso do que para o acerto do alvo, apresentado maiores porcentagens de erro do gol para os chutes com o membro não dominante (PND - 36% e MND - 46%) do que para os chutes com o membro dominante (PD - 28% e MD - 32%). Também foram encontrados maiores erros do gol para os chutes com a bola em movimento do que com a bola parada, se comparado os chutes com o mesmo membro.



**Figura 28** – Porcentagem do local de acerto do alvo após cada chute e a quantidade de bolas que acertaram em cada local.

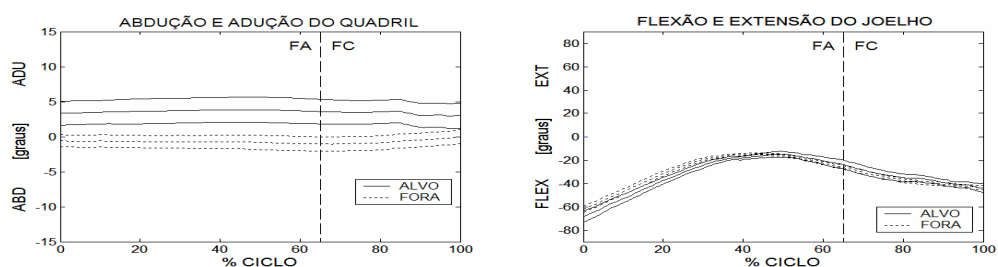
Foi realizada a análise das diferenças entre o padrão cinemático angular e velocidade angular para o membro de chute e de suporte, velocidade da bola e velocidade linear do pé de chute entre os chutes que acertaram e erraram o alvo. Para o padrão cinemático do membro de chute foram encontradas diferenças ( $p < 0,05$ ) no eixo longitudinal do quadril (1 a 42% do ciclo) com menor rotação externa para os chutes que

acertaram o alvo, no eixo transversal do joelho (44 a 66% do ciclo) com maior flexão do joelho para os chutes que acertaram o alvo e no eixo transversal do tornozelo (63 a 98% do ciclo) com maior flexão plantar nos chutes que acertaram o alvo (Figura 29). Nos outros eixos das articulações os movimentos se apresentaram similares (Apêndice 12).



**Figura 29** – Comparação do padrão cinemático angular entre os chutes que acertaram e erraram o alvo para o quadril, joelho e tornozelo do membro de chute. FA – fase apoio; FC – fase de chute. R. EXT – rotação externa; R. INT – rotação interna; FLEX – flexão; EXT – extensão; FLEX PL – flexão plantar; DORS – dorsiflexão.

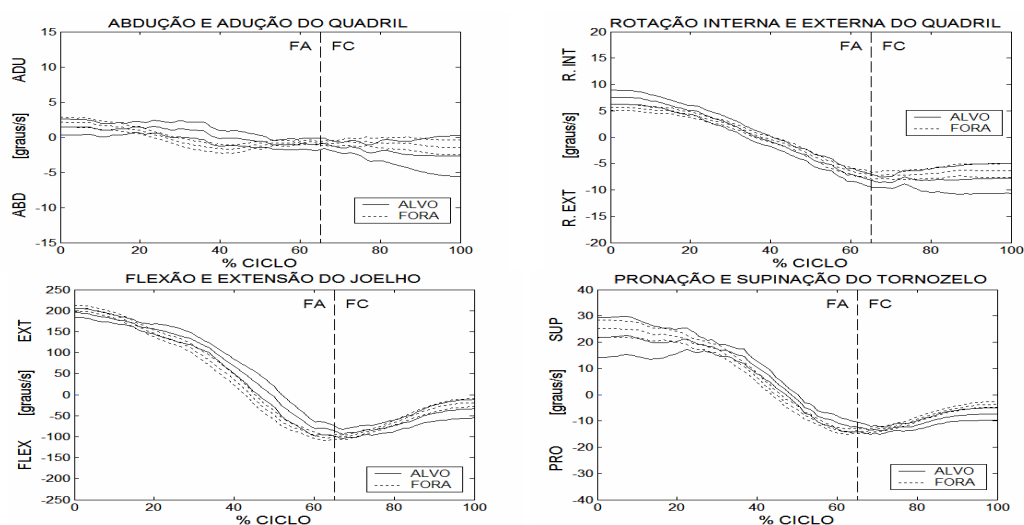
Já no padrão cinemático do membro de suporte foi encontrada diferença ( $p < 0,05$ ) no eixo sagital do quadril (em todo ciclo), apresentando os chutes que acertaram o alvo um movimento de adução que é contrário aos chutes que erraram o alvo que realizaram uma abdução do quadril e no eixo transversal do joelho (17 a 40% do ciclo) com maior flexão do joelho para os chutes que acertaram o alvo (Figura 30). Nos outros eixos das articulações os movimentos se apresentaram similares (Apêndice 12).



**Figura 30** – Comparação do padrão cinemático angular entre os chutes que acertaram e erraram o alvo para o quadril, joelho e tornozelo do membro de suporte. FA – fase apoio; FC – fase de chute. ABD – abdução; ADU – adução; FLEX – flexão; EXT – extensão.

Não foi encontrada diferença ( $p < 0,05$ ) na velocidade angular para nenhum dos eixos das articulações do quadril, joelho e tornozelo do membro de chute entre os chutes que acertaram e erraram o alvo (Apêndice 12).

Para o membro de suporte foi encontrada diferença ( $p < 0,05$ ) no eixo sagital (27 a 37% do ciclo) e longitudinal (1 a 15% do ciclo) do quadril, no eixo transversal do joelho (30 a 52% do ciclo) e eixo longitudinal do tornozelo (40 a 50% e 95 a 100% do ciclo) (Figura 31), sempre apresentando maiores valores na velocidade angular dos chutes que acertaram o alvo. Nos outros eixos de movimento não apresentaram distinção entre os chutes que acertaram e erraram o alvo (Apêndice 12).



**Figura 31** – Comparação da velocidade angular entre os chutes que acertaram e erraram o alvo para o quadril, joelho e tornozelo do membro de suporte. FA – fase apoio; FC – fase de chute. ABD – abdução; ADU – adução; R. EXT – rotação externa; R. INT – rotação interna; FLEX – flexão; EXT – extensão; PRO – pronação; SUP – supinação.

Na análise de variância para a velocidade da bola e velocidade linear do pé de chute para os chutes que acertaram e erraram o alvo foi encontrada diferença para ambas as variáveis ( $F_{1,198} = 14,16$ ;  $F_{1,198} = 7,16$ , respectivamente), encontrando que os chutes que acertaram o alvo apresentaram maior velocidade da bola e do pé de chute (Tabela 3).

**Tabela 3** – Média e desvio padrão da velocidade da bola e velocidade linear do pé de chute.

	ALVO ( $m \cdot s^{-1}$ )	FORA DO ALVO ( $m \cdot s^{-1}$ )
VELOCIDADE DA BOLA*	24,22±2,72	22,46±2,56
VELOCIDADE DO PÉ**	17,24±2,32	15,98±2,68

\*  $p < 0,001$

\*\*  $p < 0,01$

## 5.6. Análise intersujeitos

A análise de variância intersujeitos para a velocidade da bola e velocidade linear do pé de chute revelou diferenças entre os participantes para as variáveis avaliadas ( $p < 0,05$ ).

Na análise para verificar as diferenças na dominância e tipo de chute entre os chutes para cada participante foi revelado que, com exceção do participante 3, todos os outros apresentam diferenças na dominância, seja somente para uma das variáveis (velocidade da bola ou do pé) ou para ambas ( $p < 0,05$ ), sempre com maiores velocidades para os chutes com o membro dominante. Já para tipo de chute apenas os participantes 3 e 10 apresentaram diferenças entre os chutes com a bola parada e em movimento, favorecendo os chutes com a bola parada ( $p < 0,01$ ).

## Capítulo 6 – Discussão

O presente capítulo tem como intuito discutir os resultados encontrados, levando-se em consideração o tema proposto, bem como a revisão de literatura. Para isto se utilizaram tópicos que foram mostrados em seqüência na tentativa de se realizar uma interpretação dos dados.

### 6.1. Acurácia do estudo

O termo acurácia utilizado neste trabalho indicou quanto o valor experimental está próximo do valor verdadeiro (valor da medida direta) e a sua determinação é feita considerando os valores de erros sistemáticos (*bias*) e aleatórios (precisão). Desta forma, quanto menor fosse o valor encontrado, maior seria a acurácia do sistema (VUOLO, 1992).

O valor encontrado para a acurácia do estudo foi satisfatório, já que o valor da acurácia foi aproximadamente o valor do raio da esfera (marcador). A maior influência

sobre este valor foi do erro aleatório (precisão) que registrou valores maiores que o *bias*. Ainda, deve-se lembrar que as medidas feitas para os marcadores colocados no calibrador apresentam um desvio padrão de um milímetro que também influenciou no valor da acurácia.

Considerando que a acurácia é afetada pelo enquadramento registrado pelas câmeras, pode-se estimar a acurácia relativa, ou erro padrão-relativo ao enquadramento utilizado. A maior dimensão no volume calibrado é de 2,39 metros e, calculando o erro relativo a esta dimensão, tem-se um erro da ordem de 0,3%, o que demonstra um valor baixo de erro, sendo considerado uma boa acurácia para este tipo de estudo.

Ainda deve-se ter atenção as limitações metodológicas presentes neste estudo. Primeiro a colocação dos marcadores sobre a calça de lycra causa variações na posição do marcador quando o indivíduo se movimenta, fazendo com que a acurácia do estudo piore. Outro fator relevante é a realização do experimento fora do laboratório, o que acarreta em menor controle do ambiente de coleta, mesmo tomando todas as devidas precauções.

## **6.2. Padrão cinemático angular de movimento**

Com a definição do padrão de movimento angular de cada uma das articulações do membro de chute e de suporte pode-se determinar o que ocorre na articulação do quadril, joelho e tornozelo durante o ciclo de movimento. Através dos resultados nota-se que apesar de situações diferentes de chutes o padrão de movimento é mantido entre as quatro situações de chutes (PD, MD, PND e MND) no que se diz respeito

aos movimentos nos eixos articulares (transverso, sagital e longitudinal). De acordo com SCHMIDT E WRISBERG (2001) esta semelhança no padrão de movimento ocorre devido a um programa motor generalizado para cada classe de movimento, nesse caso o chute. Assim, os movimentos que aparecem em uma mesma classe mostram uma organização temporal rígida, sendo invariante entre os movimentos.

Além disso, o padrão de movimento angular apresentado pelas articulações nos três eixos de movimento se mostra coerente com o que SMITH et al. (1997) e KAPANJI (2000) afirmam sobre a possibilidade de movimentação de cada uma dessas articulações (Tabela 4, 5 e 6).

**Tabela 4** – Amplitude da articulação do quadril para os três eixos de movimento, de acordo com SMITH et al. (1997) e KAPANJI (2000) e as encontradas para este estudo no membro de chute e de suporte.

EIXO	QUADRIL	SMITH et al. (1997) e KAPANJI (2000)	MEMBRO DE CHUTE	MEMBRO DE SUPORTE
TRANSVERSO	FLEXÃO	0° a 90°	0° a 60°	0° a 62°
	EXTENSÃO	0° a 40°	0° a 35°	0° a 2°
SAGITAL	ADUÇÃO	0° a 30°	0° a 2°	0° a 1°
	ABDUÇÃO	0° a 30°	0° a 25°	0° a 10°
LONGITUDINAL	R. INTERNA	0° a 40°	0° a 5°	0° a 14°
	R. EXTERNA	0° a 60°	0° a 15°	0° a 5°

**Tabela 5** – Amplitude da articulação do joelho para os três eixos de movimento, de acordo com SMITH et al. (1997) e KAPANJI (2000) e as encontradas para este estudo no membro de chute e de suporte.

EIXO	JOELHO	SMITH et al. (1997) e KAPANJI (2000)	MEMBRO DE CHUTE	MEMBRO DE SUPORTE
TRANSVERSO	FLEXÃO	0° a 120°	0° a 120°	0° a 80°
	EXTENSÃO	0° a 10°	0° a 2°	não realiza
LONGITUDINAL	R. INTERNA	0° a 40°	0° a 2°	0° a 8°
	R. EXTERNA	0° a 60°	0° a 20°	0° a 4°

**Tabela 6** – Amplitude da articulação do tornozelo para os três eixos de movimento, de acordo com SMITH et al. (1997) e KAPANJI (2000) e as encontradas para este estudo no membro de chute e de suporte.

EIXO	TORNOZELO	SMITH et al. (1997) e KAPANJI (2000)	MEMBRO DE CHUTE	MEMBRO DE SUPORTE
TRANSVERSO	FLEXÃO PLANTAR	0° a 50°	0° a 40°	0° a 5°
	DORSIFLEXÃO	0° a 30°	não realiza	0° a 25°
SAGITAL	ADUÇÃO	0° a 45°	0° a 2°	0° a 1,5°
	ABDUÇÃO	0° a 45°	0° a 2°	0° a 2°
LONGITUDINAL	PRONAÇÃO	0° a 30°	0° a 20°	0° a 14°
	SUPINAÇÃO	0° a 52°	0° a 2°	0° a 7°

Vale ressaltar que para o movimento da articulação do joelho não foi considerado o movimento no eixo sagital. Isto ocorreu, pois esta articulação apresenta apenas dois graus de liberdade, no eixo transversal e longitudinal (SMITH et al., 1997; KAPANJI, 2000). O que ocorre no outro eixo de movimento é uma folga mecânica que permite movimentos de lateralidade do tornozelo, sendo desta forma, às vezes, confundida com um terceiro grau de liberdade.

Ao analisar o padrão cinemático angular de movimento do membro de chute verificou-se que o movimento do quadril no eixo transversal e no eixo sagital concorda com o estudo de LEVANON e DAPENA (1998) e THOMAZ (2005). Os primeiros autores encontraram valores de flexão no início de movimento bem próximos aos encontrados para este estudo, assim como para o eixo sagital. Ainda os autores encontraram que na fase de contato se inicia uma extensão para o contato com a bola de aproximadamente 30° que também coincide com este estudo. Já THOMAZ (2005) encontrou valores angulares iniciais (~ 5°) e finais (~ 40°) para o eixo transversal. No eixo longitudinal o quadril realizou uma rotação externa durante todo o ciclo de movimento, o que difere ao relatado por LEVANON e DAPENA (1998) que encontrou no início do movimento uma rotação

externa para o quadril, mas por volta de 30% do ciclo de movimento ocorre uma rotação interna que se mantém até o fim do ciclo de movimento, mas concorda com o que THOMAZ (2005) relata, mostrando o movimento em 95% do ciclo de chute uma rotação externa, só ocorrendo uma pequena rotação interna no fim da ação.

Para a articulação do joelho verificou-se que o movimento no eixo transversal inicia com uma pequena flexão que se acentua até o início da fase de contato, chegando a 120°, após isso a flexão diminui chegando por volta a 50° no momento de contato com a bola, o que concorda com o trabalho de LEVANON e DAPENA (1998), THOMAZ (2005) e BARFIELD (1995). Para os dois primeiros estudos só existe uma pequena diferença para este estudo no início do chute, onde os autores encontraram valores de flexão por volta de 20° e 30° respectivamente, diferentemente deste estudo que foi bem próximo a posição neutra. Para o movimento no eixo longitudinal não foram encontrados estudos que realizaram este tipo de análise, no entanto, como já relatado o movimento se apresenta adequado com relação à amplitude de movimento.

Na articulação do tornozelo encontrou-se para o eixo transversal uma flexão plantar durante o ciclo de movimento em torno de 10° a 40°, o que também corrobora com os dados de LEVANON e DAPENA (1998) e THOMAZ (2005) se estes estudos considerassem a posição neutra no eixo transversal do tornozelo por volta de 95°. Ainda os dados se mostram próximos ao relatado por TOL et al. (2002) que encontrou uma amplitude de movimento da articulação do tornozelo para a flexão plantar durante o chute entre 26,1° e 47,6°. Para o eixo sagital LEVANON e DAPENA (1998) e THOMAZ (2005) encontraram que a ação se inicia com uma adução, ocorrendo na fase de contato uma

abdução para o contato com a bola o que é contrário ao presente estudo que encontrou uma abdução durante o ciclo de chute. Já para o eixo longitudinal LEVANON e DAPENA (1998) encontraram que o movimento se inicia com uma supinação, se transformando em uma pronação na fase de contato, já THOMAZ (2005) encontrou uma supinação durante todo o ciclo de chute.

No eixo sagital e longitudinal do tornozelo os resultados encontrados diferem dos outros autores, ocorrendo um movimento de pronação e abdução durante todo o ciclo de chute. No entanto, apesar das diferenças entre os estudos neste movimento, eles se mostram coerentes de acordo com SMITH et al. (1997) e KAPANJI (2000) que relatam que o movimento de abdução do tornozelo vem combinado com o movimento de pronação, o que ocorreu neste estudo, e quando ocorre a adução do tornozelo vem combinado com a supinação, como relatado por LEVANON e DAPENA (1998) e THOMAZ (2005). No entanto, quando se analisa o posicionamento do pé para o contato com a bola o movimento de abdução combinado com a pronação, também conhecido como eversão, encontrado neste estudo se mostra muito mais adequado do que o relatado pelos outros autores, pois neste estudo o pé apresenta uma superfície maior para o contato com a bola realizando a eversão do tornozelo do que realizando o movimento contrário (inversão), o que pode influenciar o desempenho e a velocidade da bola. De acordo com BARFIELD et al. (2002) e DÖRGE et al. (2002) quanto maior o contato do pé com a bola maior a possibilidade de se obter melhor desempenho.

Através do relatado pode-se afirmar que o padrão de movimento angular do membro de chute se apresenta coerente, pois ela está bem próxima ao que outros autores

apontaram. Além disso, verifica-se que as situações de chute mantêm o padrão de movimento descrito, só havendo pequenas diferenças na amplitude de movimento angular entre elas. Ainda pode-se afirmar que o padrão de movimento do membro de chute no futebol se assemelha muito ao padrão de movimento do chute no futsal, já que os trabalhos comparados a este foram realizados com chutes no futebol. As pequenas diferenças encontradas entre os estudos pode ter sido influenciada pelo local que os chutes foram realizados (quadra de futsal, campo de futebol e laboratório), pelo tipo de bola e também pelo fator experiência no esporte dos executantes, pois neste trabalho os participantes apresentaram por volta de cinco anos e meio de prática enquanto que no trabalho de THOMAZ (2005) eram mulheres relatadas como pouca experiência no futebol que participavam apenas de treinamentos duas vezes por semana e no de LEVANON e DAPENA (1998) os jogadores são apenas referidos como experientes, não mostrando o tempo de prática no futebol.

Já para o membro de suporte encontrou-se que o movimento do quadril inicia a ação com uma extensão que vai diminuindo até quase a posição neutra no contato com a bola, corroborando com o trabalho de KELLIS et al. (2004) que encontrou a mesma tendência de movimento em seu estudo. No eixo sagital foi encontrada uma abdução que ocorreu durante todo o ciclo que se mostrou similar a encontrada no membro de chute, o que era esperado, pois de acordo com SMITH et al. (1997) e KAPANJI (2000) quando ocorre a abdução de um lado do quadril durante o movimento, como ocorreu para o membro de chute, ocorre o mesmo do outro lado (membro de suporte). Para o eixo longitudinal não existe referência quanto a este movimento realizado durante o chute, mas a

amplitude de movimento apresentada neste estudo se mostra coerente com a relatada na literatura.

A articulação do joelho, no eixo transversal, apresentou um movimento semelhante ao encontrado por KELLIS et al. (2004) após o contato do pé de suporte no solo (fase de contato), mostrando um aumento da flexão do joelho neste período até o contato com a bola. Para o eixo longitudinal o movimento do joelho não apresentou grande variação da ação, mantendo uma rotação interna em todo o ciclo, o que difere de KELLIS et al. (2004) que também encontraram pequena amplitude no movimento, no entanto, encontrando uma rotação externa durante o chute.

O tornozelo do membro de suporte apresentou uma dorsiflexão durante o ciclo de chute. Na fase de contato foi encontrado um aumento na dorsiflexão o que discorda com o estudo de KELLIS et al. (2004), que encontrou uma diminuição da dorsiflexão nesta fase. Quanto aos movimentos no eixo sagital e longitudinal não foram encontrados trabalhos que fizessem relevância a estes movimentos. Além disso, este trabalho discorda com o estudo de LARA JÚNIOR (2003) que afirma que após apoiado no solo o pé do membro de suporte tende a não alterar mais seu movimento. Se isto fosse verdadeiro os ângulos das articulações do tornozelo permaneceriam se nenhuma alteração na fase de contato, o que não ocorreu.

Como o membro de chute, o membro de suporte apresenta um padrão cinemático angular semelhante entre os tipos de chutes, só havendo algumas variações angulares. Só no eixo longitudinal do quadril do membro de suporte que os movimentos

com o membro dominante apresentaram uma grande diferença, tendendo a uma rotação externa enquanto que o membro não dominante mantém uma rotação interna. Este é um fator que pode influenciar no desempenho e velocidade do chute. De acordo com LUHTANEN (1994) o movimento de rotação do quadril pode acarretar em aumento da velocidade do chute.

Desta maneira, o objetivo principal do estudo de descrever e determinar o padrão cinemático angular das articulações do membro de chute e de suporte do chute com o dorso do pé realizado, realizado com a bola parada e com a bola em deslocamento executado com o membro dominante e com o membro não dominante no futsal foi atingido.

### **6.3. Diferenças no padrão cinemático angular do membro de chute e de suporte entre as situações de chute**

No membro de chute, com relação a dominância, foram encontradas diferenças entre o membro dominante e não dominante do chute com a bola parada e em deslocamento no quadril para todos os eixos de movimento, no joelho e tornozelo no eixo transversal. As diferenças estão centradas no início da fase de apoio e no final da fase de contato, o que demonstra a importância desses momentos para o desempenho e velocidade da bola nos chutes.

As diferenças encontradas no início da fase de apoio ocorreram em todos os eixos de movimento acima citado com exceção do eixo transversal do tornozelo. Este momento se mostra importante devido ao início correto do movimento das articulações,

pois se desde o começo a ação se apresentar fora do padrão dificilmente o executante consegue adequar o movimento e atingir o objetivo do chute. De acordo com SCHMIDT E WRISBERG (2001) depois de aprendida dificilmente o atleta consegue realizar correções somente em parte do movimento, assim o que ele faz é realizar alterações mais gerais no movimento. Desta forma, para que haja correções somente em partes do movimento é necessário um alto grau de treinamento, visando a adaptação do jogador para corrigir apenas a parte que se mostra incorreta e mantendo o resto do movimento da mesma forma.

Já as diferenças encontradas na fase de contato ocorreram em todos os eixos das articulações citadas. Estas diferenças, nos momentos antes do contato do pé com a bola, são ainda mais importantes, pois são estes momentos que irão propiciar um bom ou mau desempenho no chute. As diferenças nesta fase também foram relatadas por BARBIERI (2005). De acordo com BARFIELD (1995) a posição das articulações no momento de contato com a bola são de fundamental importância para o resultado final do chute. Cabe aqui ressaltar, que as diferenças nesta fase de chute pode ser resultante do início inadequado do movimento.

Contudo, o executante deve ter muita atenção nestes momentos do chute, porque podem ser elas que decidirão um bom rendimento. No caso deste estudo, estas diferenças acarretaram em um mau desempenho nos chutes com o membro não dominante tanto nos chutes com a bola parada quanto com a bola em deslocamento, apresentando diferenças nestas variáveis entre os membros contralaterais. Por isso, o movimento deve ser aprimorado para que essas diferenças não interfiram no rendimento dos jogadores durante a partida.

Para o tipo de chute poucas diferenças foram encontradas. Só apareceram diferenças no movimento no eixo sagital do quadril para PD e MD (em 8% do ciclo) e para PND e MND (5% do ciclo) e entre PD e MD (9% do ciclo) no eixo transversal do joelho. Assim, o padrão de movimento do chute com a bola parada e com a bola em movimento se mostram similares, pois as diferenças que apareceram foram em menos de 10% do ciclo de chute. No entanto, estas pequenas diferenças ocorreram em um ponto decisivo do chute, o momento de contato com a bola, o que ocasionou diminuição do desempenho dos chutes com a bola em deslocamento, mas não influenciando na velocidade da bola. Deste modo, mais uma vez vem confirmar a importância dos momentos anteriores ao contato do pé com a bola, pois mesmo diferenças em pequenas partes do ciclo nesta fase do movimento ocasionaram resultados dispares entre os tipos de chutes.

Para o membro de suporte com relação à dominância só não foi encontrada diferença entre os lados para o eixo transversal do quadril e no eixo sagital do tornozelo para as situações PD e PND. Com exceção das diferenças entre PD e PND no eixo transversal do tornozelo e entre MD e MND nos eixos longitudinal do joelho e transversal e no eixo sagital do tornozelo, todas as outras diferenças imperam em mais de 50% do ciclo de chute, chegando em alguns casos em mais de 90% (eixo sagital do quadril e eixo longitudinal do quadril e tornozelo). Assim sendo, verifica-se a importância do membro de suporte para a realização dos chutes, pois nota-se que neste membro é que aparecem as principais diferenças de movimentos entre os membros contralaterais. De acordo com BARFIELD et al. (2002) e VALETA (1998) o posicionamento do pé de suporte é um dos fatores que influenciam diretamente no desempenho do chute executado com o dorso do pé.

Portanto, o pior desempenho e velocidade da bola para o membro não dominante ocorreram principalmente pelas diferenças encontradas para o membro de suporte, já que as diferenças no membro de chute, apesar de ocorrerem em pontos cruciais, foram pequenas.

Logo, nos treinamentos a atenção para o membro de suporte deve ser a mesma que para o membro de chute, pois um bom posicionamento do membro de suporte pode auxiliar o movimento de alavanca do membro de chute e facilitar o posicionamento das articulações para o chute. Estes cuidados podem trazer grandes benefícios para a velocidade da bola e desempenho nos chutes. Além disso, os membros contralaterais para o suporte do chute devem ser tratados da mesma forma e não diferentemente entre os lados como afirmado por WONG et al. (2007), pois assim a simetria de movimento poderá ser alcançada.

Quanto ao tipo de chute foram encontradas diferenças sutis (entre 20% a 30% do ciclo de movimento) durante o ciclo de movimento. As diferenças apareceram no eixo transversal do quadril (entre PND e MND) e no eixo longitudinal do joelho (entre PD e MD e entre PND e MND). Como no membro de chute, o movimento do membro de suporte do chute com a bola parada e em deslocamento se apresentam muito similares, apresentando também as diferenças principalmente na fase de contato, próximo ao toque do pé com a bola e influenciando o desempenho dos chutes com a bola em movimento.

Assim sendo, para o tipo de chute os momentos próximos ao contato com a bola se mostram primordiais para se obter desempenhos semelhantes entre os chutes. Mesmo com a dificuldade de se modificar somente parte do movimento, isto deve ser

tentado para o chute com a bola em deslocamento para que o desempenho seja melhorado, pois como foram estes momentos que apareceram dispareos serão eles que decidiram o rendimento do chute. Para isso, deve-se ser dada maior ênfase no treinamento do chute com a bola em deslocamento enfatizando sempre este momento do chute.

Portanto, a resposta para a primeira questão do estudo se existe diferenças angulares entre as articulações do membro dominante e respectivas articulações do membro não dominante foi respondida, encontrando diferenças entre os lados para os movimentos das articulações.

#### **6.4. Velocidade angular das articulações**

Na velocidade angular das articulações do quadril, joelho e tornozelo do membro de chute apresentou algumas diferenças entre as situações de chute. Para o quadril, com relação a dominância, pouca diferença apareceu entre as velocidades angulares somente entre PD e PND no eixo sagital e entre MD e MND no eixo longitudinal. Isto demonstra que a velocidade angular do quadril não apresenta grande importância no desempenho e na velocidade da bola nos chutes com o membro dominante e não dominante. Para o chute com a bola parada e em deslocamento foi encontrado diferença somente no eixo sagital do quadril entre PD e MD e entre PND e MND do final da fase de apoio até aproximadamente 80% do ciclo de chute. Assim, pode-se alegar que o movimento do quadril no eixo sagital pode sim ter alguma influência principalmente no desempenho do chute com a bola em deslocamento que se mostrou inferior aos chutes com a bola parada. Esta influência pode ser no controle motor do movimento, já que maiores velocidades

propiciam menores chances de mudança durante o movimento (SCHMIDT E WRISBERG, 2001).

No joelho não houve diferenças para dominância e tipo de chute para os dois eixos de movimento, mostrando desta forma a pouca influência da velocidade angular desta articulação para o desempenho e velocidade da bola nos chutes.

Para o tornozelo algumas diferenças foram encontradas. A principal delas foi no eixo transversal com relação à dominância entre PD e PND e entre MD e MND, que apareceu na fase de contato bem próximo ao toque do pé com a bola. Os resultados mostraram maior velocidade angular para a flexão plantar para PND e MND, demonstrando assim que o aumento de velocidade angular fez com que diminuísse o desempenho e a velocidade da bola nestes chutes. Para o desempenho isto deve ter ocorrido devido à Lei de Fitts (FITTS, 1954) que afirma que quanto maior a velocidade menor o desempenho. Desta maneira, os atletas nestes chutes procuraram imprimir maior velocidade nesta articulação para imprimir maior velocidade à bola, ocorrendo uma diminuição do desempenho nos chutes. Esta é uma evidência da menor habilidade existente neste membro, pois mesmo aplicando velocidades maiores que o lado dominante, os participantes não conseguiram transferir isto para a bola. Com isso, a integração articular do movimento de chute se mostra muito importante para que o rendimento do chute seja ótimo, pois quanto melhor integrado este sistema for maiores as chances de a transferência de velocidade entre as partes sejam bem sucedidas, possibilitando uma maior velocidade da bola. Esta maior integração só deverá ocorrer com aumento de treino para o lado não dominante. Ainda com relação à velocidade da bola, pode-se dizer que não existe uma correlação entre uma maior

velocidade angular da flexão plantar do tornozelo com um aumento na velocidade do chute, pois se isso ocorresse os chutes com o membro não dominante deveriam apresentar maior velocidade da bola, sendo isto também relatado por BARFIELD (1995). Com relação ao tipo de chute, não foi encontrada diferença para este eixo.

Para o eixo sagital do tornozelo nenhuma diferença foi encontrada para dominância e nem tipo de chute. No eixo longitudinal foram encontradas diferenças tanto para dominância entre PD e PND e entre MD e MND quanto para tipo de chute PD e MD. Estas diferenças apareceram tanto na fase de apoio quanto na fase de contato. Para a dominância pode-se afirmar o mesmo que foi afirmado para o eixo transversal, mostrando também maior velocidade angular o que, de acordo com o relatado anteriormente, pode ter diminuído o desempenho e também mostrando que não existe uma correlação entre uma maior velocidade angular na pronação do tornozelo com um aumento na velocidade do chute.

A velocidade angular encontrada para o quadril, joelho e tornozelo do membro de chute durante o ciclo de movimento se mostram similares com a encontrada por NUNOME et al. (2002), quando analisados os chutes com o dorso do pé do estudo citado. No entanto, discorda com o relatado por LUHTANEN (1994) que afirma que a maior velocidade angular do joelho ocorre de 40 a 70 ms após o máximo de velocidade angular do quadril. Neste estudo a máxima de velocidade destas articulações ocorreram no momento de contato entre o pé e a bola, assim como no estudo de BARFIELD et al. (2002) e DÖRGE et al. (2002) que também encontraram no momento de contato do pé com a bola

máxima velocidade angular do joelho e apresentando semelhante velocidade angular desta articulação se comparado a este estudo.

Para o membro de suporte, com relação a dominância, só não foi encontrada diferença na velocidade angular no eixo transversal do quadril e longitudinal do joelho. Para os outros eixos de movimento foi encontrada diferença tanto na fase de apoio quanto na fase de contato, mais uma vez demonstrando a importância do membro de suporte na dominância.

Para os tipos de chute apareceram diferenças somente no eixo longitudinal do quadril e eixo longitudinal do joelho, sendo que entre PD e MD as diferenças se concentraram na fase de apoio e entre PND e MND na fase de contato. As diferenças entre PND e MND apresentaram maior velocidade angular do chute com a bola em movimento na fase de contato, demonstrando novamente a influência da Lei de Fitts no desempenho dos chutes, já que comparando os dois tipos de chute, o chute com a bola parada apresentou melhor desempenho.

Com isso, responde-se a outra questão do estudo. A velocidade angular das articulações do membro dominante não se apresenta maiores do que para o membro não dominante, sendo que em alguns momentos o membro não dominante apresenta maior velocidade angular.

### 6.5. Velocidade da bola e velocidade linear do pé de chute

Como já esperado e apontado em alguns momentos da discussão apareceram diferenças na velocidade do chute para o fator dominância tanto para o chute com a bola parada (PD -  $24,26 \pm 2,21 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  e PND -  $21,62 \pm 2,26 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) quanto para o chute com a bola em deslocamento (MD -  $23,88 \pm 2,7 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  e MND -  $21,42 \pm 2,25 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ). Ainda nos resultados foi relatado maior velocidade da bola entre PD e MND e entre MD e PND, confirmando assim a diferença entre os membros contralaterais. Estes resultados mostram a assimetria existente na velocidade da bola entre os lados e ratificam os resultados de outros autores (Tabela 7).

**Tabela 7** – Velocidade da bola nos chutes com o membro dominante e não dominante encontrado em outros estudos.

AUTORES	MEMBRO DOMINANTE ( $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ )	MEMBRO NÃO DOMINANTE ( $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ )
McLEAN E TUMILTY (1993)	21,94	18,33
MOGNONI (1994)	$23,6 \pm 2,5$	$21,4 \pm 2,6$
BARFIELD (1995)	$26,4 \pm 2,09$	$24,3 \pm 2,04$
PATRITTI (1997)	$23,05 \pm 1,23$	$21,20 \pm 1,26$
DÖRGE et al. (2002)	$24,7 \pm 2,5$	$21,5 \pm 2,0$
BARFIELD et al. (2002)	$25,3 \pm 1,51$	$23,6 \pm 1,57$
BARBIERI et al. (2006)	$19,29 \pm 1,55$	$15,51 \pm 3,19$
NUNOME et al. (2006)	$32,1 \pm 1,6$	$27,1 \pm 1,6$

Com exceção dos trabalhos de McLEAN E TUMILTY (1993), BARBIERI et al. (2006) e NUNOME et al. (2006), as velocidades da bola deste estudo e dos outros trabalhos se assemelham. Com relação aos três estudos citados as diferenças nas velocidades dos chutes aparecem porque no trabalho de BARBIERI et al. (2006) participaram jogadores de 13 e 14 anos e no de McLEAN e TUMILTY (1993) foram atletas juniores (18 a 20 anos), o que acarreta em menor velocidade da bola nos chutes devido a menor força muscular e menor habilidade dos jogadores nestas idades se

comparados com os atletas adultos deste estudo. Já no trabalho de NUNOME et al. (2006) participaram atletas profissionais o que difere da amostra deste estudo e também dos outros. De acordo com LUHTANEN (1994) a velocidade do chute de jogadores amadores é entre 17 e 28  $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$  e a de profissionais entre 32 e 35  $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ , o que corrobora com os dados encontrados.

Com relação aos tipos de chutes (com a bola parada e em deslocamento), não foram encontradas diferenças entre as situações. Este resultado corrobora com o estudo de TOL et al. (2002) que também não encontrou diferença entre estes tipos de chute. Quando comparado a velocidade das bolas no chute com a bola em deslocamento do membro dominante (23,88  $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) com o trabalho de TOL et al. (2002) (chute com a bola em movimento – 24,9  $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) verifica-se similaridade entre os estudos.

Para a velocidade linear do pé de chute também só foram encontradas diferenças para a dominância e não para o tipo de chute, demonstrando ser um fator bem relevante para a velocidade da bola, ainda mais quando verificado a alta correlação apresentada entre as duas variáveis que concordam com o trabalho de LUHTANEN (1994) e DÖRGE et al. (2002). Ainda LUHTANEN (1994) afirma que a velocidade da bola é aproximadamente 1,2 vez mais rápida que a velocidade do pé.

Além disso, para a velocidade da bola e do pé de chute encontrou-se que não existem diferenças de aprendizagem. Este dado pode acarretar em dois desfechos: primeiro, a quantidade de cinco chutes por situação pode não ter proporcionado uma mudança relevante nestas variáveis, nem para o membro dominante, o que era provável, e nem para o

membro não dominante, o que poderia acontecer. Segundo, que os padrões dos participantes já estão definidos anteriormente ao estudo devido ao grande tempo de prática apresentado por eles, assim para que ocorra uma mudança significativa é necessária a realização de grande quantidade de treinamento específico.

## **6.6. Desempenho**

Os resultados obtidos para o desempenho dos chutes, no que diz respeito a dominância, foram similares aos encontrados por McLEAN e TUMILTY (1993) (diferença de 50% entre os lados), TEIXEIRA et al. (2003), HALLAND e HOFF (2003) (diferença de 20% entre os lados), BARBIERI (2005) (diferença de 24% entre os lados) e BARBIERI et al. (2006) (diferença de 21,5% entre os lados) que encontraram melhor desempenho com o membro inferior dominante para a habilidade de chutar. Para este estudo o desempenho de PD se mostrou 8% maior que PND e o desempenho de MD 16% maior que MND.

No entanto, quando se verifica o erro do gol, encontram-se porcentagens maiores neste estudo para os chutes com o membro não dominante (PND – 36% e MND – 46%) do que em outros estudos [BARBIERI (2005) - 12% e BARBIERI, LIMA JÚNIOR e GOBBI (2006) – 20,8%]. Cabe considerar também, as instruções dadas aos participantes - realizar os chutes com o dorso do pé, aplicar máxima de velocidade à bola e procurar acertar o alvo - de acordo com a Lei de Fitts (FITTS, 1954), velocidade e precisão são variáveis inversamente proporcionais. Assim, os participantes deveriam decidir entre aplicar a maior velocidade possível à bola ou acertá-la no alvo. Como as instruções davam ênfase à velocidade da bola, os participantes se preocuparam em aplicar máxima velocidade

a bola, encontrando valores similares a outros estudos, e diminuíram sua atenção no desempenho do chute, ocasionando em um número maior de erros.

Entre os tipos de chutes verificou-se melhor desempenho para os chutes com a bola parada tanto para o membro dominante (PD – 26% e MD – 24%) quanto para o não dominante (PND – 18% e MND – 8%). Desta forma, afirma-se que os chutes com a bola em movimento se mostram mais difíceis de serem executados do que o chute com a bola parada. Isto ocorre pelo maior número de fatores envolvidos neste tipo de chute, dispendo mais atenção do participante para outras informações da tarefa do que especificamente para o desempenho. Durante o jogo esta informação é importante, pois as chances de acerto do chute com a bola parada são maiores do que com a bola em movimento, sendo interessante o treinador incorporar este fato entre os jogadores de forma que eles se utilizem desse artifício.

#### **6.7. Relações entre a velocidade da bola, velocidade linear do pé de chute, desempenho, padrão cinemático angular e velocidade angular nos chutes**

Quando se analisa o desempenho e a velocidade da bola conjuntamente, chega-se a resposta para mais um dos questionamentos do estudo, encontrando que o membro dominante tem maior velocidade da bola e melhor desempenho tanto nos chutes com a bola parada quanto nos chutes com a bola em movimento. Com relação ao tipo de chute, não foram encontradas diferenças para a velocidade bola, mas sim no desempenho favorecendo o chute com a bola parada. Ainda pode-se complementar a resposta, afirmando

que esta maior velocidade da bola é ocasionada pela maior velocidade linear do pé de chute.

Na análise dos chutes que acertaram e erraram o alvo correlacionado com a velocidade da bola e do pé, verificou-se que os chutes que acertaram o alvo apresentaram maior velocidade da bola e velocidade linear do pé de chute que os chutes que erraram o alvo. Este achado contraria o estudo de ASAMI et al. (1976) que afirmam ser necessário diminuir em 20% a velocidade do chute para aumentar a precisão do chute. Mesmo parecendo discordante estes resultados com a Lei de Fitts - maior velocidade resulta em pior desempenho -, no entanto, existe um outro tipo de troca que pode ocorrer no movimento para se manter a precisão que são permutas entre a amplitude de movimento e a velocidade. Desta forma, este deve ter sido um fator que acarretou na maior velocidade da bola e melhor desempenho, ocorrendo que a velocidade do movimento aumentou devendo ter ocorrido uma diminuição na amplitude de movimento. Com isso, encontrou-se uma forte relação entre o acerto do alvo e alta velocidade da bola e do pé de chute, mostrando que os chutes mais fortes tendem a ser mais precisos, quando se enfatiza o chute com máxima velocidade da bola, como foi a instrução dada para os participantes.

Se forem interligadas as informações desta discussão, nota-se que as diferenças presentes no padrão cinemático angular e na velocidade angular são os principais causadores de desempenhos e velocidades da bola díspares entre os lados. Quando se verifica que o membro de chute apresenta diferenças menores que o membro de suporte, nota-se que o membro de suporte se apresenta como um grande fator para o desempenho, tendo até importância semelhante ao do membro de chute. No entanto, o membro de chute

apresenta as diferenças em momentos cruciais para o desempenho, o que ainda o coloca como principal membro para o chute, ainda mais que é ele quem direciona a bola. Mas, sem dúvida que o membro de suporte é um fator para o desempenho quase que na mesma magnitude do que o membro de chute, sendo que ele pode interferir na ação do membro de chute. Isto é ainda mais evidente quando se verifica os chutes que acertaram e erraram o alvo, os quais apresentaram maiores velocidades da bola e linear do pé de chute para os chutes que acertaram o alvo, apresentando as principais diferenças entre estes chutes no membro de suporte e não no membro de chute.

Sabe-se que a maior velocidade do pé e conseqüentemente da bola são ocasionadas pelas velocidades angulares das articulações, principalmente do membro de chute (PUTNAN, 1993; GOURGOULIS et al., 2002). Entretanto, não foram encontradas diferenças para a velocidade angular das articulações para o membro de chute entre estes grupos, sendo apenas encontrado para o membro de suporte. Isto leva a crer que o movimento contrário da rotação do quadril e tornozelo e da flexão do joelho do membro de suporte apresenta influência para a velocidade do chute e do pé de chute, sendo um fator importante para o rendimento. Mas mesmo assim, não se deve esquecer que o principal propulsor do ato de chutar é o membro de chute, sendo que a relação intersegmentar deste membro se mostra importante para proporcionar uma transferência de velocidade entre as partes do corpo e finalmente para a bola.

Para as diferenças entre estes chutes (que acertaram e erraram o alvo) verifica-se novamente a grande participação do membro de suporte, mediante que no eixo sagital do quadril houve diferença em todo o ciclo de movimento, apresentando uma adução maior para os chutes que acertaram o alvo, sendo esta maior adução um dos fatores

que podem ocasionar um bom ou mau desempenho. No entanto, também verifica-se a importância do membro de chute que apresentou diferenças no eixo transversal do tornozelo nos momentos próximos ao contato com a bola, apresentando maior flexão plantar para os chutes que acertaram o alvo. De acordo com BARFIELD et al. (2002) a posição do pé é importante para o contato com a bola. Desta forma, como o pé é orientado e posicionado pela articulação do tornozelo qualquer alteração nesta articulação influencia negativamente o desempenho nos chutes, sendo que uma maior flexão plantar do tornozelo para o contato com a bola influenciou negativamente no desempenho e velocidade da bola, pois a superfície de contato com a bola é diminuída.

Com isso, é interessante rever as recomendações passadas aos jogadores nos treinamentos e jogos, pois ao que indica os chutes que conseguem produzir maior velocidade do pé e conseqüentemente da bola apresentam melhor desempenho. E ainda mais, que muitas vezes as maiores velocidades para o chute não são geradas unicamente pelo membro de chute, mas também pelo membro de suporte. Além disso, deve-se ter mais atenção em movimentos articulares durante o chute que aqui foram apontados como: o movimento do joelho e tornozelo no eixo transversal do membro de chute e o movimento quadril no eixo sagital e do joelho no eixo transversal do membro de suporte.

Cabe ainda ressaltar as diferenças nos níveis de assimetrias existentes entre os indivíduos, sendo uns mais assimétricos e outros menos para o desempenho, velocidade da bola e velocidade linear do pé de chute. McLEAN e TUMILTY (1993) e PATRITTI (1997) também relataram que existe diferença na porcentagem de simetria entre os jogadores tanto no desempenho e velocidade do chute. Neste estudo apenas um participante

apresentou semelhança entre os membros. Este atleta pode ter tido treinamentos diferenciados se comparado aos outros atletas o que facilitou sua aprendizagem com o membro contralateral, aumentando sua gama motora de movimentos. Desta forma, pode-se supor que os treinamentos no futsal e futebol não têm atingido o objetivo de simetria de desempenho entre os lados, sendo interessante detectar um treinamento que atinja esta meta. Isto leva a crer que o treinamento diferenciado tendo em consideração o nível de dominância do atleta pode trazer benefícios que o treinamento igualitário para todos os atletas.

Por último cabe ressaltar que as comparações feitas com outros estudos foram realizadas com trabalhos que analisaram o chute no futebol, não aparecendo na literatura nenhum estudo que analise o movimento de chute no futsal.

## **Capítulo 7 – Conclusão**

Por meio do estudo realizado conclui-se que a convenção de Euler é uma boa ferramenta para a análise do chute, abarcando vários fatores do movimento. Ainda, o método se mostrou eficaz para descrever e determinar o padrão cinemático angular do membro de chute e de suporte para os chutes com a bola parada e em deslocamento.

Os ângulos das articulações revelaram diferenças principalmente entre os chutes com o membro dominante e não dominante para o membro de chute e de suporte, sendo o posicionamento das articulações no momento inicial (1 a 20% do ciclo) e final (fase de contato) do chute os principais fatores para o rendimento. Para o tipo de chute, algumas diferenças foram encontradas, sendo o momento de contato com a bola o momento crucial das diferenças para o desempenho entre os chutes com a bola parada e em deslocamento. Quanto aos movimentos das articulações concluiu-se que o movimento do joelho e tornozelo no eixo transversal do membro de chute e o movimento quadril no eixo

sagital e do joelho no eixo transversal do membro de suporte se mostraram muito importantes para o desempenho do chute.

As velocidades angulares das articulações apresentaram diferenças principalmente para o membro de suporte, sendo este membro influente na velocidade do chute. Portanto, pode-se afirmar que o membro de suporte se mostrou tão importante quanto o membro de chute, principalmente para a produção de alta velocidade do pé de chute e conseqüentemente no desempenho do chute.

Para o desempenho, a velocidade da bola e a velocidade linear do pé de chute apontam-se distinção para os chutes com o membro dominante e não dominante, favorecendo sempre o membro dominante. Para o tipo de chute, a velocidade da bola e a velocidade linear do pé se mostraram similares entre os chutes com a bola parada e em deslocamento, só encontrando diferença no desempenho que favoreceu o chute com a bola parada. Ainda afirma-se que a velocidade da bola apresentou alta correlação com a velocidade linear do pé de chute e com o desempenho, encontrando que os chutes mais velozes apresentam melhores desempenhos.

E por último, assinala-se que os participantes apresentaram diferentes graus de assimetria entre os lados e também características distintas para os chutes com a bola parada e em deslocamento.

## Capítulo 8 - Referências

ABDEL-AZIZ, Y.I.; KARARA, H.M. Direct linear transformation from comparator coordinates into object-space coordinates. **Proc. ASP/VI Symp. on Close-Range Photogrammetry**, 1971, Urbana: Illinois, p. 1-18.

ALONSO, M.; FINN, E. J. **Física**: um curso universitário. São Paulo: Edgard Blücher, 1972, p. 280.

AMADIO, A.C. (Coord.). **Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento humano**. São Paulo: Laboratório de Biomecânica / EEFUSP, 1996.

AMADIO, A.C.; SERRÃO, J.C. A biomecânica e seus métodos para análise de movimentos aplicados ao futebol. In: **CIÊNCIA do futebol**. 2004, p. 39-66.

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**. Campinas, n. 8, p. 129–135, 1986.

ANDRADE, L.M. et al. Análise de Marcha: Protocolo experimental para posicionamento e orientação dos segmentos do corpo humano baseado em sistemas de marcas técnicas. **Revista Brasileira de Biomecânica**, São Paulo, v. 8, p. 33-40, 2004.

ASAMI, T. et al. Energy efficiency of ball kicking. In: KOMI, P.V. (Ed.) **Biomechanics V-B**, Baltimore, p. 695-670, 1976.

BAKER, R. Pelvic angles: a mathematically rigorous definition which is consistent with a conventional clinical understanding of the terms. **Gait and Posture**, Amsterdam, v. 13, p. 1-6, 2001.

BARBANTI, V.J. **Dicionário da Educação Física e do esporte**. São Paulo: Bela Vista, 2002.

BARBIERI, F.A. **Análise dos padrões cinemáticos do chute no futsal utilizando o membro dominante e o membro não dominante**. 2005. 83 f. (Monografia - trabalho de Conclusão de Curso Graduação em Educação Física) – Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Rio Claro, 2005.

BARFIELD, W.R. Effects of selected kinematics and kinetic variables on instep kicking with dominant and non-dominant limbs. **Human Movement Studies**, Charleston, v. 29, p. 251-272, 1995.

BARFIELD, W.R. et al. Kinematic instep kicking differences between elite female and male soccer players. **Journal of Sports Science and Medicine**, Turkey, v. 1, p. 72-79, 2002.

BARROS, R.M.L. et al. Desenvolvimento e avaliação de um sistema para análise 3D de movimentos humanos. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, Rio de Janeiro, v. 15, n. 1, p. 79-86, 1999.

CAPPOZZO, A.: Anatomical Landmarks and Frame Standardization. In: CAPPELLO et al. 3-D Reconstruction of Human Motion, Theoretical and Practical Aspects. **Proceedings Congress of the International Society of Biomechanics**, 1995.

CAREY, D.P. et al. Footedness in world soccer: an analysis of France '98. **Journal of Sports Sciences**, Belconnen, v.19, p. 855-864, 2001

CHAPMAN, J.P. et al. The measurement of foot preference. **Neuropsychologia**, v. 25, n. 3, p. 579-84, 1987.

CHAO, E.Y.S. Justification of triaxial goniometer for the measurement of joint rotation. **Journal of Biomechanics**, Great Britain, v. 13, p. 989–1006, 1980.

COREN, S. The lateral preference inventory for measurement of handedness, footedness, eyedness and earedness: norms for young adults. **Bulletin of the Psychonomic Society**, Manchester, p. 1-3, 1993.

CUNHA, S.A. et al. 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.; LIMA FILHO, E.C. Metodologia para a suavização de dados biomecânicos por funções não paramétricas. **Revista Brasileira de Biomecânica**, São Paulo, v. 1, n. 6, p. 23–28, 2003.

DAVIS, R.B. et al. A gait analysis data collection and reduction technique. **Human Movement Science**, Charleston, v. 10, p. 575–587, 1991.

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

EL-GOHARY, A. Optimal control of rigid body motion with the help of rotors using stereographic coordinates. **Chaos, Solitons and Fractals**, USA, v. 25, p. 1229–1244, 2005.

FIGUEROA, P.J. et al. A flexible Software for tracking of markers used in Human Motion Analysis. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, Amsterdam, v. 72, p. 155-65, 2003.

FITTS, P.M. The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movements. **Journal of Experimental Psychology**, v. 47, p. 381-391, 1954.

GABBARD, C.; HART, S. A question of foot dominance. **The Journal of General Psychology**, California, v. 123, n.4, p. 289-296, 1996.

GENTRY, V.; GABBARD, C. Foot-preference behavior: a developmental perspective. **The Journal of General Psychology**, California, n. 122, p. 37–45, 1995.

GLAISTER, M. Multiple sprint work: physiological responses, mechanisms of fatigue and the influence of aerobic fitness. **The American Journal of Sports Medicine**, Illinois, v. 35, p. 757 – 777, 2005.

GOBBI, L.T.B. et al. Preferência pedal: comportamento locomotor em terreno irregular. In: LATERALIDADE e Comportamento Motor: assimetrias laterais de desempenho e transferência interlateral de aprendizagem, São Paulo:[s.n], 2001. p. 225-247.

GOBLE, D.J. et al. The influence of horizontal velocity on interlimb symmetry in normal walking. **Human Movement Science**, Charleston, v. 22, p. 271–283, 2003.

GOURGOULIS, V. et al. Myoelectirc and kinematic characteristics of the kicking leg in high and low ball velocity soccer kicks. **Human Movement Studies**, Charleston, v. 43, p. 455–467, 2002.

GROWNEY, E. et al. Repeated measures of adult normal walking using a video tracking system. **Gait and Posture**, Amsterdam, v. 6, p. 147–162, 1997.

HAALAND, E.; HOFF, J. Non-dominant leg training improves the bilateral motor performance of soccer players. **Scandinavia Journal Medicine Science Sports**, Denmark, n. 13, p. 179–184, 2003.

HART, S.; GABBARD, C. Examining the mobilizing feature of footedness. **Perceptual and Motor Skills**, Missoula, n. 86, p. 1339–1342, 1997.

HERMINI, H.A. et al. Preferência pedal de crianças em ambiente complexo: um estudo piloto. In: IX CONGRESSO DE INICIAÇÃO CIENTIFICA DA UNESP. **Annais...** n. 1, p. 260, 1997.

HOUAISS, A.; VILLAR, M.S. **Dicionário Houaiss da Língua Portuguesa**. Rio de Janeiro: Objetiva, 2001.

HUANG, T.C. et al. The biomechanics of kicking. In: **Human Body Dynamics**: impact, occupational and athletic aspects. Oxford: Clarendon Press, 1982. p. 409–443.

ISOKAWA, M.; LEES, A. A Biomechanical analysis of the instep kick motion in soccer. In: REILLY, T. et al. (Ed.). **Science and Football**. London: Routledge, p. 449–455, 1988.

KAPANJI, A.I. **Fisiologia articular**. São Paulo: Panamericana; Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000, v. 2.

KARDUNA, A.R. et al. Scapular kinematics: effects of altering the Euler angle sequence of rotations. **Journal of Biomechanics**, Great Britain, v. 33, p. 1063–1068, 2000.

KELLIS, E. et al. Knee Biomechanics of the Support Leg in Soccer Kicks from Three Angles of Approach. **Medicine Science Sports Exercise**, Bloomington, v. 36, n. 6, p. 1017–1028, 2004.

KINZEL, G.L. et al. Measurement of the total motion between two body segments, II. Description of application. **Journal of Biomechanics**, Great Britain, v. 5, p. 283–293, 1972.

KIRSHMAN, D.J.; LIU, F. Flutter prediction by an Euler method on non-moving Cartesian grids with gridless boundary conditions. **Computers & Fluids**, In press.

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

LEES, A.; NOLAN, L. Three dimensional kinematic analyses of the instep kick under speed and accuracy conditions. In: REILLY, T. et al. (Ed.). **Science and Football IV**. London: E&FN Spon, p. 16–21, 2002.

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

LUHTANEN, P. Kinematics and kinetics of maximal instep kicking in junior soccer players. In: REILLY, T. et al. (Ed.). **Science and Football**. London: Routledge, p. 441-448, 1988.

LUHTANEN, P. Biomechanical aspects. In: Ekblom, B. (ed.) **Football (Soccer) Handbook of Sports Medicine and Science**. London, 1994.

MACGILL, R. et al. Variations of box plots. **The American Statistician**, Alexandria, v. 32, n. 1, p. 12–16, 1978.

MAGALHÃES JÚNIOR, W.J. et al. Comparative analysis of the movement pattern of the soccer kick between practitioners and non-practitioners through stereographic projection. **Brazilian Journal of Biomechanics**. 2006. No prelo.

MCLEAN, B.D.; TUMILTY, D.McA. Left-right asymmetry in two types of soccer kick. **British Journal Sports Medicine**, Belconnen, v. 27, n. 4, p. 260-262, 1993.

MOGNONI, P. et al. Isokinetic torques and kicking maximal ball velocity in young soccer players. **The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, Illinois, v. 34, n. 4, p. 357–361, 1994.

NACHSHON, I. et al. Lateral preferences of hand, eye and foot: relation to cerebral dominance. **International Journal Neuroscience**, v. 18, p. 1-9, 1983.

NEGRINE, A. **Educação Psicomotora: lateralidade e orientação espacial**. Porto Alegre: Pallotti, 1986.

NOVOTNY, J.E. et al. A numerical solution for calculate internal – external rotation at the glenohumeral joint. **Clinical Biomechanics**, United Kingdom, v. 16, p. 395–400, 2001.

NUNOME, H. et al. Three-dimensional kinetics of side-foot and instep soccer kicks. In: REILLY, T. et al. (Ed.). **Science and Football IV**. London: E.&F.N. Spon, p.26–31, 2002.

NUNOME, H. et al. Segmental dynamics of soccer instep kicking with the preferred and non-preferred leg. **Journal of Sports Sciences**, Belconnen, v. 24, 2006, p. 529 – 540.

PATRITTI, B.L. **3-Dimensional kinematic analysis of the maximal instep kick in soccer with the preferred and non-preferred kicking leg**. Liverpool: John Moores University, 1997. Major project submitted to the Centre for Sport and Exercise Sciences.

PETERS, M. Footedness: asymmetries in foot preference and skill and neuropsychological assessment of foot movement. **Psychological Bulletin**, Washington, v. 103, n. 2, p. 179–192, 1988.

PORAC, C.; COREN, S. **Lateral preferences and human behavior**. New York: Springer-Verlag, 1981.

PREVIC, F.H. A general theory concerning the prenatal origins of cerebral lateralization in humans. **Psychological Review**, Washington, v. 98, n. 3, p. 299-334, 1991.

PROKOPENKO, R.A. et al. Assessment of the accuracy of a human arm model with seven degrees of freedom. **Journal of Biomechanics**, Great Britain, v. 34, p. 177–185, 2001.

PUTNAM, C.A. A segment interaction analysis of proximal-to-distal sequential segment motion patterns. **Medicine Science Sports Exercise**, Bloomington, v. 23, n.1, p. 130–144, 1991.

REIB, M.; REIB, G. Lateral preferences in a German population. **Perceptual and Motor Skills**, Missoula, v. 85, p. 569-574, 1997.

SADEGHI, H. et al. Symmetric and limb in able-bodied gait: a review. **Gait and Posture**, Amsterdam, v. 12, p. 34-45, 2000.

SCHACHE, A.G. et al. The effect of differing Cardan angle sequences on three dimensional lumbo-pelvic angular kinematics during running. **Medical Engineering & Physics**, United Kingdom, v. 23, p. 493–501, 2001.

SCHMIDT, R.A.; WRISBERG, C.A. **Aprendizagem e performance motora**. Rio de Janeiro: Artmed, 2001.

SMITH, L.K. et al. **Cinesiologia Clínica de Brunnstrom**. São Paulo: Manole, 1997.

STAROSTA, W. Symmetry and asymmetry in shooting demonstrated by elite soccer players. In: REILLY, T. et al. (Ed.). **Science and Football II**. London: E&FN Spon, p. 346–355, 1993.

TAKAHIRO, I. et al. Kinematics of the subaxial cervical spine in rotation in vivo three-dimensional analysis. **Spine**, v. 29, p. 2826–2831, 2004.

TEIXEIRA, L.A. et al. Reduction of lateral asymmetries in dribbling: the role of bilateral practice. **Laterality**, v. 8, p. 53–65, 2003.

THOMAZ, T. **Análise cinemática de dois tipos de chute no futebol feminino**. 2005. 80 f. (Dissertação de Mestrado em Motricidade Humana) – Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Rio Claro, 2005.

TIPLER, P. A. **Física**. Rio de Janeiro: Guanabara Dois, 1978, v. 1, p. 294.

TOL, J.L. et al. The relationship of the kicking action in soccer and anterior ankle impingement syndrome: a biomechanical analysis. **The American Journal of Sports Medicine**, Illinois, v. 30, p. 45-50, 2002.

TOWNSEND, M.A. et al. Total motion knee goniometry. **Journal of Biomechanics**, Great Britain, v. 10, p. 183-193, 1977.

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

VAUGHAN, C.L. et al. Dynamics of Human Gait. **Human Kinetics Publisher**, USA, 1992.

VELTINK, P.H. et al. Three dimensional inertial sensing of foot movements for automatic tuning of two-channel implantable drop-foot stimulator. **Medical Engineering and Physics**, United Kingdom, v. 25, p. 21–28, 2003.

VUOLO, J.H. **Fundamentos da Teoria de Erros**. Edgard Blücher, 1996.

WOLTRING, H.J. 3-D attitude representation of human joints: a standardization proposal. **Journal of Biomechanics**, Great Britain, v. 27, p. 1399–1414, 1994.

WONG, P. et al. Difference in plantar pressure between the preferred and non-preferred feet in four soccer-related movements. **British Journal of Sports Medicine**. v. 41, p. 84–92, 2007.

WU, G. et al. IBS – recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for reporting of human motion – part I: ankle, hip, and spine. **Journal of Biomechanics**, Great Britain, v. 35, p. 543–548, 2002.

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

ZAKAS, A. Bilateral isokinetic peak torque of quadriceps and hamstring muscles in professional soccer players with dominance on one or both two sides. **Journal Sports Medicine Physical Fitness**, v. 46, p. 28 – 35, 2006.

ZATSIORSKY, V. M. **Kinematics of human motion**. Human Kinetics Champaign, 1998.

**Barbieri, F.A. The kick with dominant and non-dominant limb performed with stationary and movement ball in the futsal.**

**Abstract**

*The futsal has been studied under the focus of several themes. This work analyzed the futsal in the Biomechanics perspective. The aim of this study was to describe the kick with the dominant and non-dominant limb performed with the stationary and in displacement ball in futsal. Ten players participated of the UNESP - Campus Rio Claro futsal adult team. They performed ten kicks with the ball in displacement and ten kicks with the stationary ball (five kicks with each limb for each situation). The kicks performed were the maximal instep kicks and should hit a 1 x 1 m target positioned in the goal centre. The movements were recorded by six cameras with focus in the passive markers placed in the participants inferior limbs. The kicking images were transferred to the computer and worked in the DVIDEOOW software. The extracted files of this software were smoothed through the LOESS function and joints rotation angles were calculated by the Euler method. For that, it was defined the orthonormal base associated to each corporal segment through  $i$ ,  $j$  and  $k$  versores. The angular speed was calculated through angles derived for the time and for each joint. The kicks performance was analyzed through the observation of the success or failure of hitting in the target. For the ball and kick limb foot speed were carried through, in function of the time, a linear regression of first degree for X and Y axles and a linear regression of second degree for Z axle. Then, the average ball and foot speed was calculated from the covered distance divided for the time for the data parameterized in each kick. The results for the angular kinematic standard and angular speed showed significant differences among dominant and not dominant kick and support limb. For the kick type small differences was*

*detected mainly at the moment of contact with the ball. For the performance was found better result with the dominant limb in relation to the not dominant one and for the kicks with the ball stopped in comparison to the kicks with the ball in movement. The ball and foot speed showed greater speeds for the dominant limb of that not dominant and it did not have difference enter the kicks types. It was concluded that the joints angles had differences mainly enter the kicks with the dominant and not dominant member for the kick and support limb, being the joints positioning in the initial moment (1 - 20% of the cycle) and in the end (contact phase) of the kick the main factors for the income of the kick. For the kick type, some differences were found, being the contact moment with the ball the crucial time of the differences for the performance enters the kicks with the stop ball and in displacement. The limb support showed as important as the kick limb, mainly for the production of kick foot high speed and consequently in the performance. Still the performance, the ball and linear foot speed presented distinct for the kicks with the dominant and not dominant limb, favoring always the dominant side. For the kick type the ball and foot speed showed similar among the kicks with the stop ball and in displacement, only showing difference in the performance that was favored by the kick with the stop ball.*

*Key Words – Biomechanics; Futsal; Euler Angles; Angular Speed.*

## Apêndices

### Apêndice 1 - Glossário

- **Ambidestria** – capacidade de uma pessoa para realizar muitas tarefas aproximadamente do mesmo jeito com ambos os membros (BARBANTI, 1994).
- **Assimetria** – ausência de simetria, grande diferença, desigualdade (HOUAISS e VILLAR, 2001). Algum desvio numa estrutura considerada “ideal” (GOBLE et al., 2003).
- **Bilateral** – que diz relação ou que afeta os dois lados ou a simetria do corpo (BARBANTI, 1994).
- **Cavadinha** – caracterizado pelo chute onde a bola perde contato com o solo logo após o contato do pé com a bola e o movimento da bola descreve uma parábola.
- **Chute rasteiro** – caracterizado pelo chute onde a bola não perde contato com o solo.
- **Contralateral** – que está do lado oposto do corpo (HOUAISS e VILLAR, 2001).
- **Desempenho** – maneira como atua ou se comporta alguém ou algo, avaliada em termos de eficiência, de rendimento (HOUAISS e VILLAR, 2001).
- **Dominância** – preferência consistente pra o uso de um pé, mão ou olho sobre o outro, quando a referência é para diferentes lados e partes do corpo (BARBANTI, 1994).
- **Dominante** – que, em estruturas corporais dispostas em pares é mais eficaz ou predominante na ação ou que é preferencial (HOUAISS e VILLAR, 2001). Sinônimo - preferido.
- **Eficiência** – relacionada ao movimento humano, e a proporção de trabalho realizado pelo gasto energético (BARBANTI, 1994).

- **Homólogo** – diz-se do órgão, estrutura, etc, presente em organismos diversos, que tem a mesma estrutura fundamental, ainda que aspecto e funções diferentes, como, por exemplo, os membros inferiores (HOUAISS e VILLAR, 2001).
- **Jogador de linha** – são os jogadores que não atuam no gol durante a partida.
- **Membro de chute** - é o membro que tem o contato com a bola, exercendo a ação de manipular ou conduzir este objeto (PETERS, 1988; GENTRY e GABBARD, 1995; HART e GABBARD, 1997).
- **Membro de suporte** – é aquele que suporta o movimento, mantendo a postura e a estabilização da ação (PETERS, 1988; GENTRY e GABBARD, 1995; HART e GABBARD, 1997).
- **Não Dominante** – que, em estruturas corporais dispostas em pares é menos eficaz ou não predominante na ação ou que não é preferencial (HOUAISS e VILLAR, 2001). Sinônimo - não preferido.
- **Padrão de movimento** – séries gerais de movimentos anatômicos que tem elementos comuns de configuração espacial como os movimentos dos segmentos que ocorrem no mesmo plano de movimento (BARBANTI, 1994).
- **Performance** – sinônimo de desempenho (HOUAISS e VILLAR, 2001).
- **Simetria** – conformidade, e medida, forma e posição relativa entre as partes dispostas em cada lado de uma linha divisória, um plano médio ou eixo; semelhança entre duas metades (HOUAISS e VILLAR, 2001). É a exata correspondência entre metades de uma figura ou forma (GOBLE et al., 2003).

**Apêndice 2 – Medidas do objeto calibrador.**

	<b>X (m)</b>	<b>Y(m)</b>	<b>Z(m)</b>
<b>1</b>	0	0	0
<b>2</b>	0	0,783	0
<b>3</b>	0	1,585	0
<b>4</b>	0	2,391	0
<b>5</b>	1,470	2,390	0
<b>6</b>	1,470	1,585	0
<b>7</b>	1,470	0,781	0
<b>8</b>	1,470	0	0
<b>9</b>	0	0	1,020
<b>10</b>	0	0,781	1,020
<b>11</b>	0	1,585	1,020
<b>12</b>	0	2,391	1,020
<b>13</b>	1,470	2,391	1,020
<b>14</b>	1,470	1,585	1,020
<b>15</b>	1,470	0,781	1,020
<b>16</b>	1,470	0	1,020

\* erro de 0,001 m para cada medida.

### Apêndice 3 – Acurácia, precisão e bias.

<b>CÂMERAS</b>	<b>PRECISÃO (mm)</b>	<b>BIAS (mm)</b>	<b>ACURÁCIA (mm)</b>
C1C2	6,6	5,0	8,3
C1C3	4,6	3,7	5,9
C2C3	6,7	5,4	8,6
C4C5	6,5	6,1	8,9
C4C6	5,3	4,3	6,8
C5C6	6,9	6,0	9,2
<b><math>\bar{m} \pm sd</math></b>	<b>6,1±0,9</b>	<b>5,0±0,9</b>	<b>7,9±1,3</b>

\* C1 – câmera 1; C2 – câmera 2; C3 – câmera 3; C4 – câmera 4; C5 – câmera 5; C6 - câmera 6.

**Apêndice 4 – Valores angulares das articulações referentes a posição neutra (ortostática).**

**MEMBRO INFERIOR DIREITO**

PARTIPANTES	FLEX/EXT QUADRIL (GRAUS)	ADU/ABD QUADRIL (GRAUS)	R. INT/EXT QUADRIL (GRAUS)
A	-10,42	1,13	4,00
B	-10,45	11,09	0,48
C	-4,25	3,92	3,09
D	-7,24	4,45	3,29
E	-3,59	1,77	11,25
F	-4,19	4,16	7,31
G	1,97	7,37	8,79
H	-0,72	5,07	9,81
I	-0,94	5,36	10,9
J	-8,01	1,54	8,2

\* FLEX/EXT – flexão e extensão; ADU/ABD – adução e abdução; R. INT/EXT – rotação interna e externa

PARTIPANTES	FLEX/EXT JOELHO (GRAUS)	ADU/ABD JOELHO (GRAUS)	R. INT/EXT JOELHO (GRAUS)
A	5,68	0,98	7,32
B	0,21	6,32	5,44
C	6,94	5,52	1,67
D	3,46	3,73	4,45
E	3,29	2,83	1,84
F	6,42	1,86	7,97
G	7,24	6,51	3,23
H	8,58	7,13	1,04
I	4,53	2,22	7,24
J	0,24	2,53	3,50

\* FLEX/EXT – flexão e extensão; ADU/ABD – adução e abdução; R. INT/EXT – rotação interna e externa

PARTIPANTES	FLEX/DORS TORNOZELO (GRAUS)	ADU/ABD TORNOZELO (GRAUS)	SUP/PRO TORNOZELO (GRAUS)
A	96,83	9,74	-3,43
B	98,90	2,41	-3,37
C	95,76	0,09	-3,09
D	92,28	0,02	-2,96
E	92,62	0,14	-2,95
F	91,96	0,33	-7,54
G	95,34	0,30	-4,94
H	98,04	0,23	-5,75
I	93,00	0,13	-9,06
J	98,76	0,21	-3,01

\* FLEX/DORS – flexão plantar e dorsiflexão; ADU/ABD – adução e abdução; SUP/PRON – supinação e pronação

**MEMBRO INFERIOR ESQUERDO**

PARTIPANTES	FLEX/EXT QUADRIL (GRAUS)	ADU/ABD QUADRIL (GRAUS)	R. INT/EXT QUADRIL (GRAUS)
A	-11,30	4,21	1,08
B	-9,13	2,41	3,37
C	-3,41	1,43	1,07
D	-0,19	1,40	4,47
E	-12,58	1,39	2,57
F	-4,37	0,64	9,03
G	-18,35	4,74	0,09
H	-2,28	1,79	5,98
I	-0,68	4,79	3,18
J	-3,53	5,34	8,00

\* FLEX/EXT – flexão e extensão; ADU/ABD – adução e abdução; R. INT/EXT – rotação interna e externa

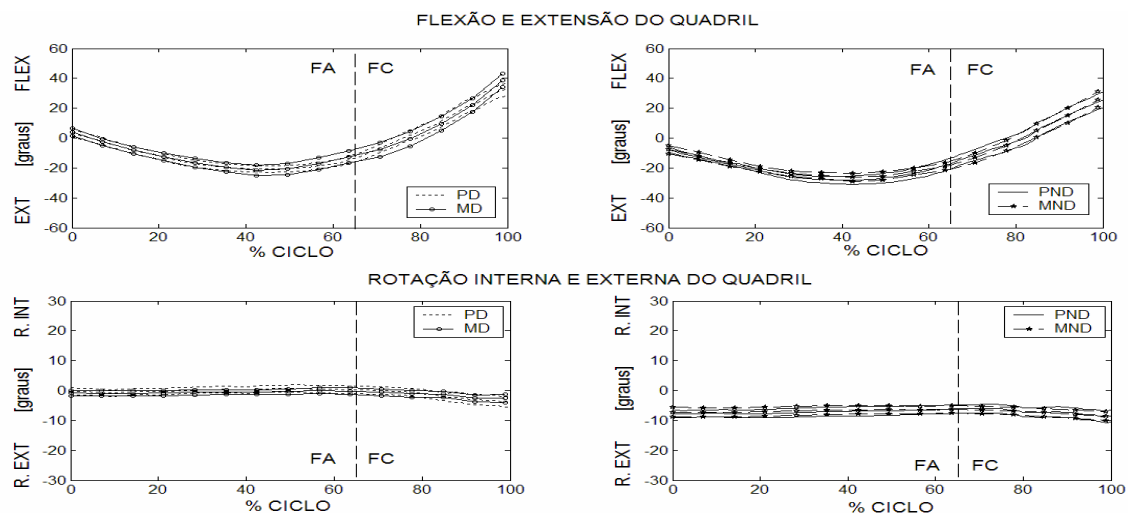
PARTIPANTES	FLEX/EXT JOELHO (GRAUS)	ADU/ABD JOELHO (GRAUS)	R. INT/EXT JOELHO (GRAUS)
A	5,28	5,67	2,37
B	7,91	5,08	3,83
C	7,53	2,09	1,32
D	4,93	1,49	4,47
E	5,97	2,68	1,53
F	7,26	6,30	0,18
G	12,38	3,75	1,08
H	7,88	0,85	3,90
I	0,27	3,25	0,84
J	0,02	6,55	5,68

\* FLEX/EXT – flexão e extensão; ADU/ABD – adução e abdução; R. INT/EXT – rotação interna e externa

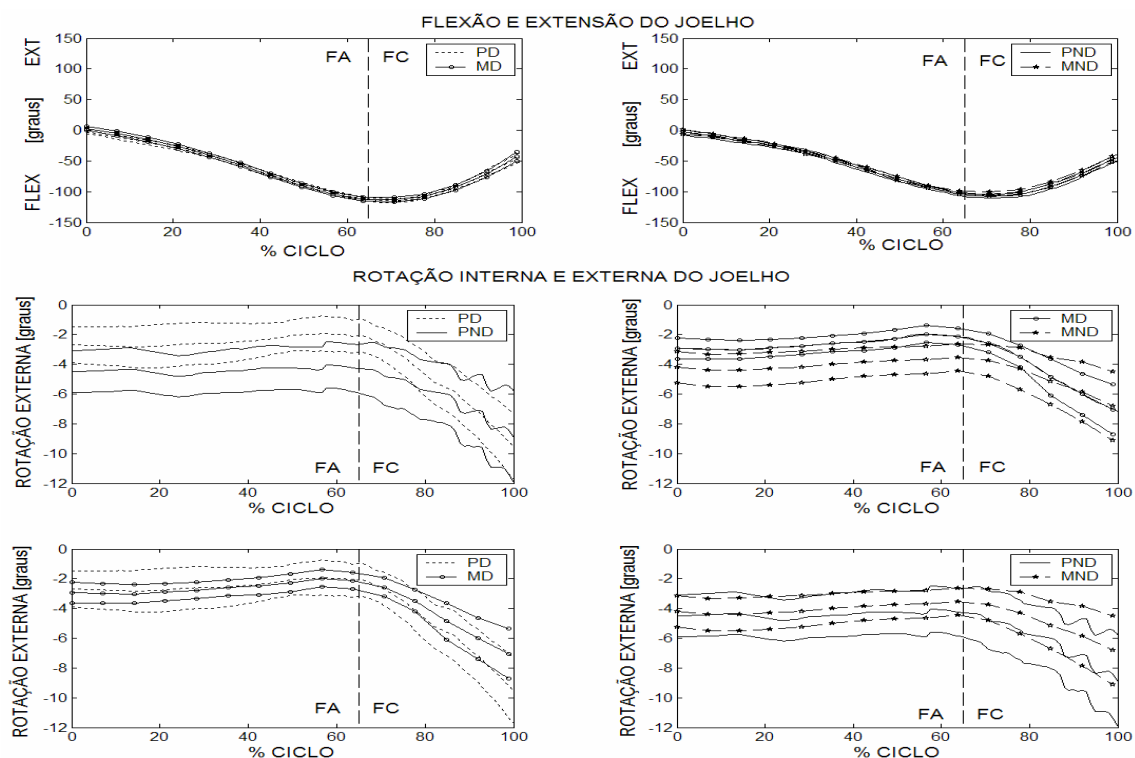
PARTIPANTES	FLEX/DORS TORNOZELO (GRAUS)	ADU/ABD TORNOZELO (GRAUS)	SUP/PRO TORNOZELO (GRAUS)
A	96,66	0,44	-1,82
B	98,56	2,21	-2,53
C	93,66	0,10	-2,57
D	88,94	0,51	-1,17
E	92,10	0,50	-0,31
F	86,30	0,04	-6,16
G	101,79	1,45	-0,58
H	97,69	0,24	-1,07
I	88,69	0,04	-3,11
J	95,02	0,47	-0,91

\* FLEX/DORS – flexão plantar e dorsiflexão; ADU/ABD – adução e abdução; SUP/PRON – supinação e pronação

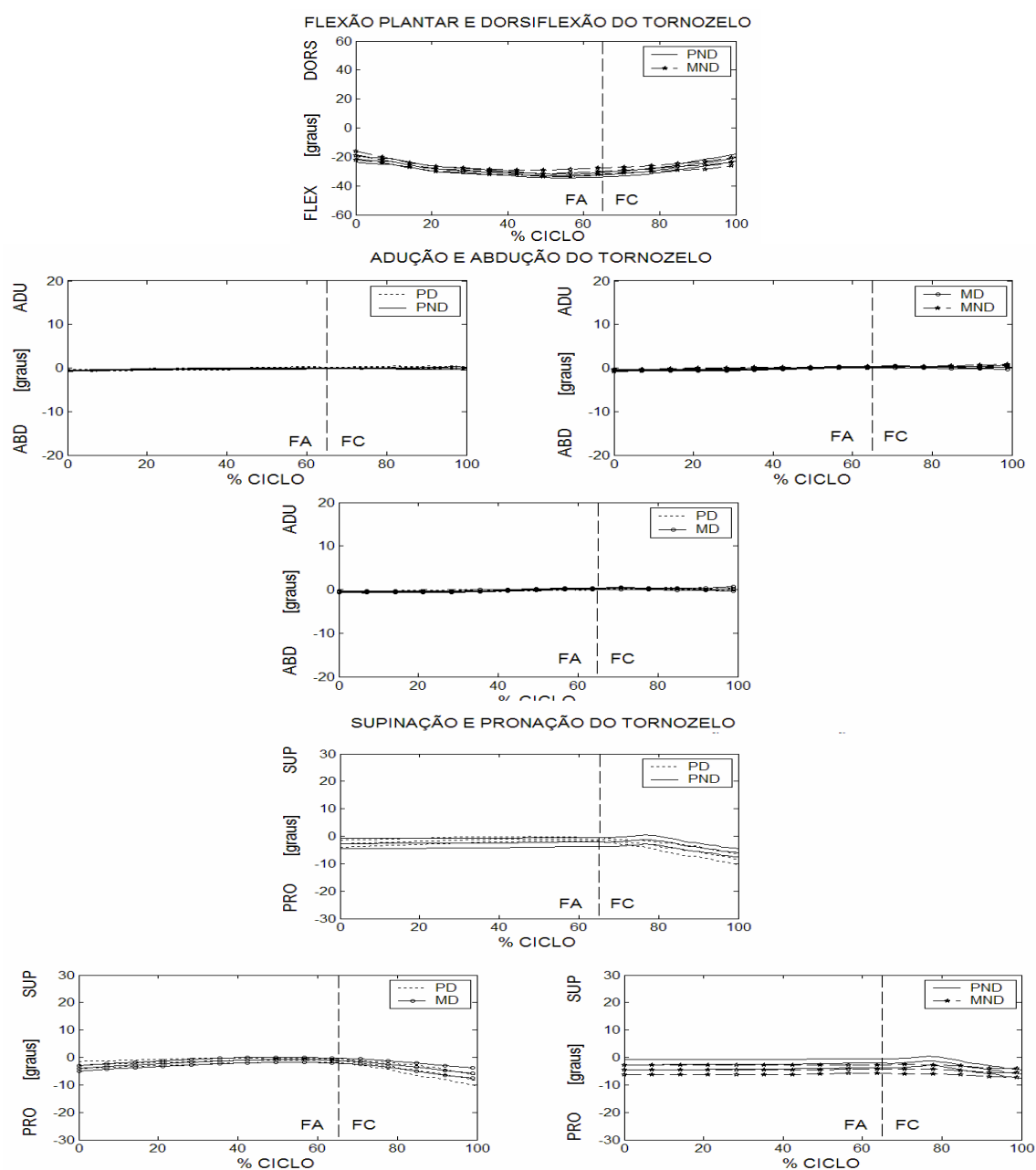
### Apêndice 5 – Situações de chutes similares para o membro de chute



**Figura 1** – Comparação entre as situações de chutes para a flexão e extensão e rotação interna e externa do quadril. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão; EXT - extensão; R. INT – rotação interna; R. EXT - rotação externa.

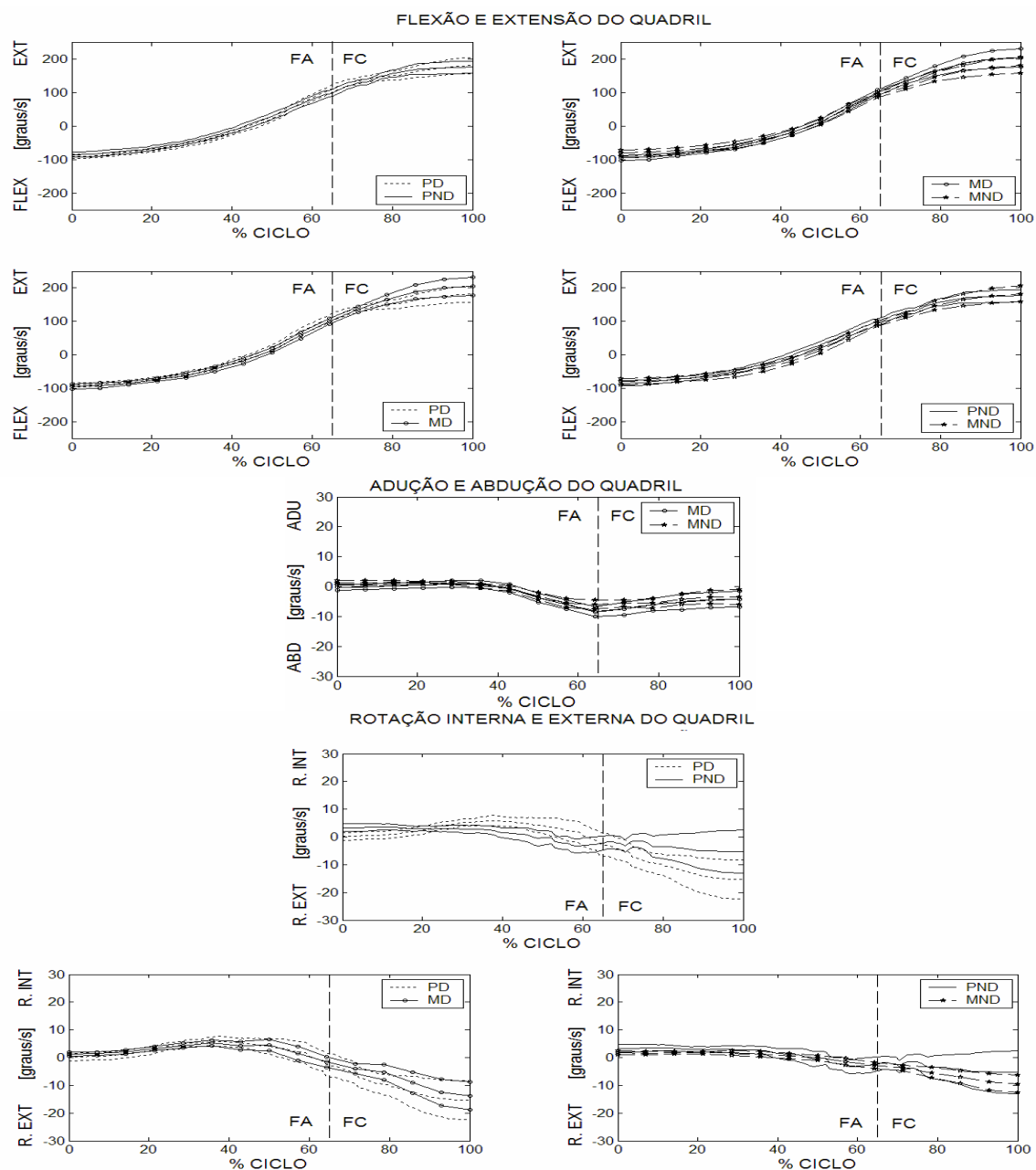


**Figura 2** – Comparação entre as situações de chutes para a flexão e extensão e rotação interna e externa do joelho. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão; EXT – extensão; R. INT – rotação interna; R. EXT - rotação externa.

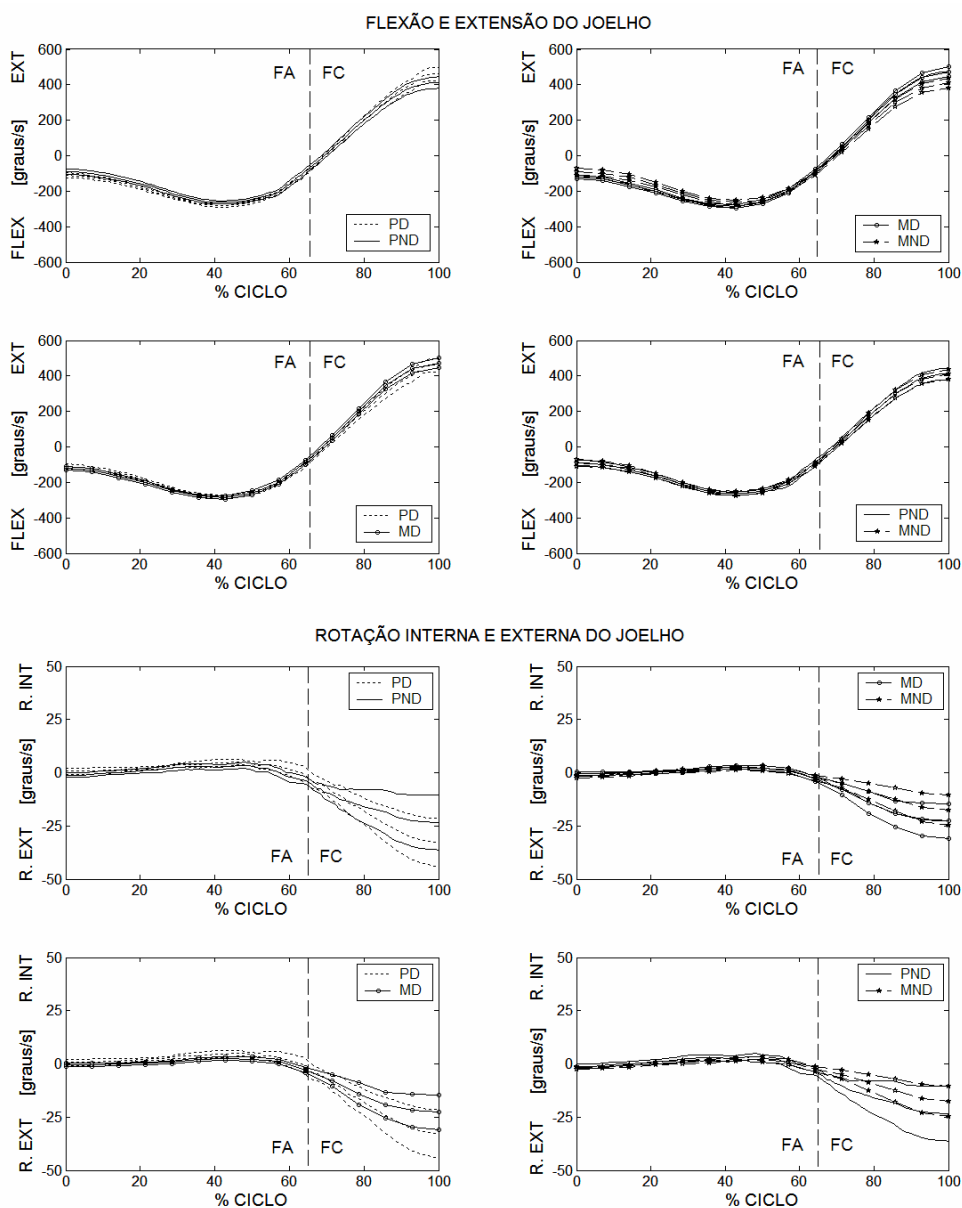


**Figura 3** – Comparação entre as situações de chutes para a flexão plantar e dorsiflexão, adução e abdução e pronação e supinação do tornozelo. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão plantar; DORS - dorsiflexão; ADU – adução; ABD – abdução; PRO – pronação; SUP - supinação.

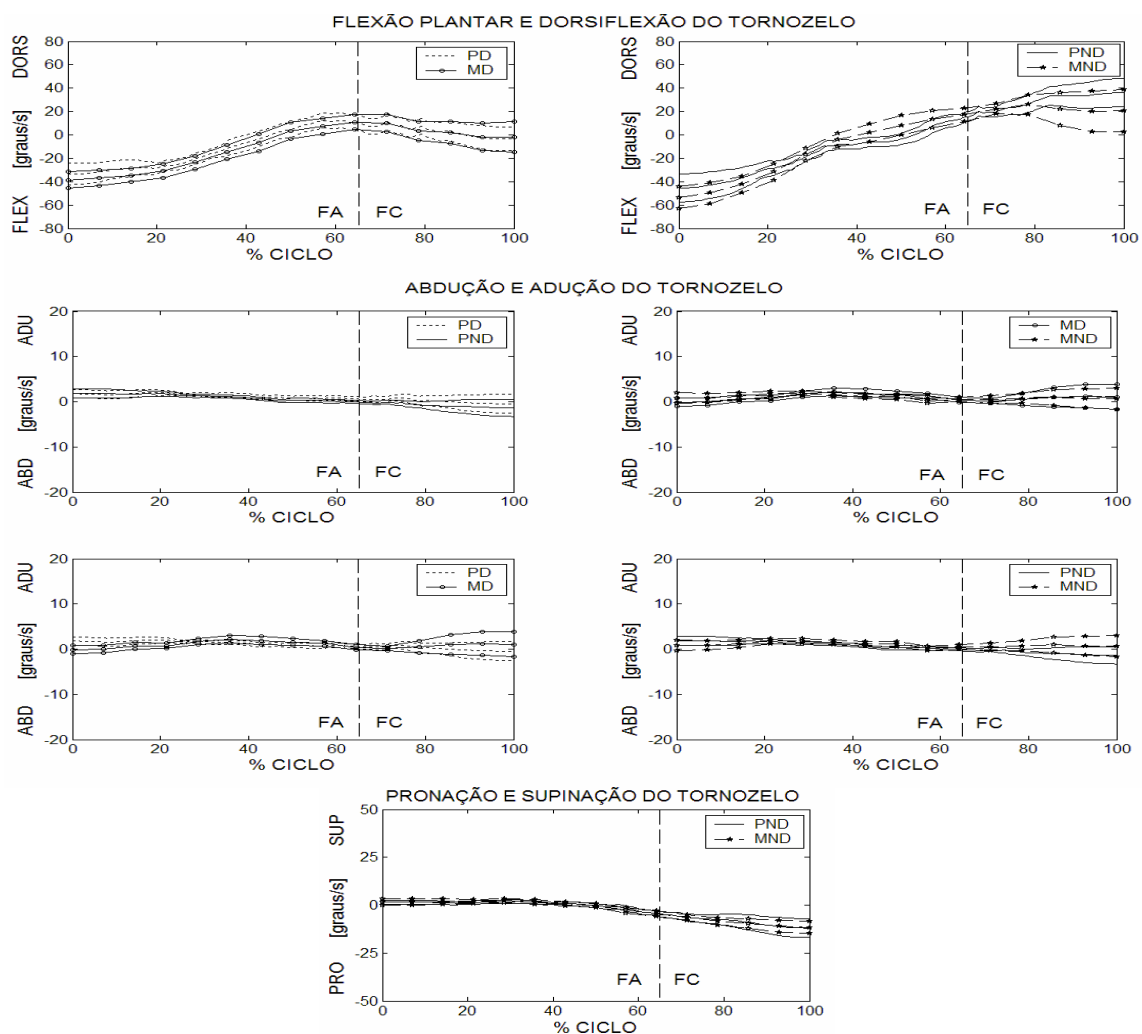
### Apêndice 6 – Situações similares para a velocidade angular do membro de chute



**Figura 4** – Comparação entre as velocidades angulares para a flexão e extensão, adução e abdução e rotação interna e externa do quadril. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão; EXT - extensão; ADU – adução; ABD - abdução; R. INT – rotação interna; R. EXT – rotação externa.

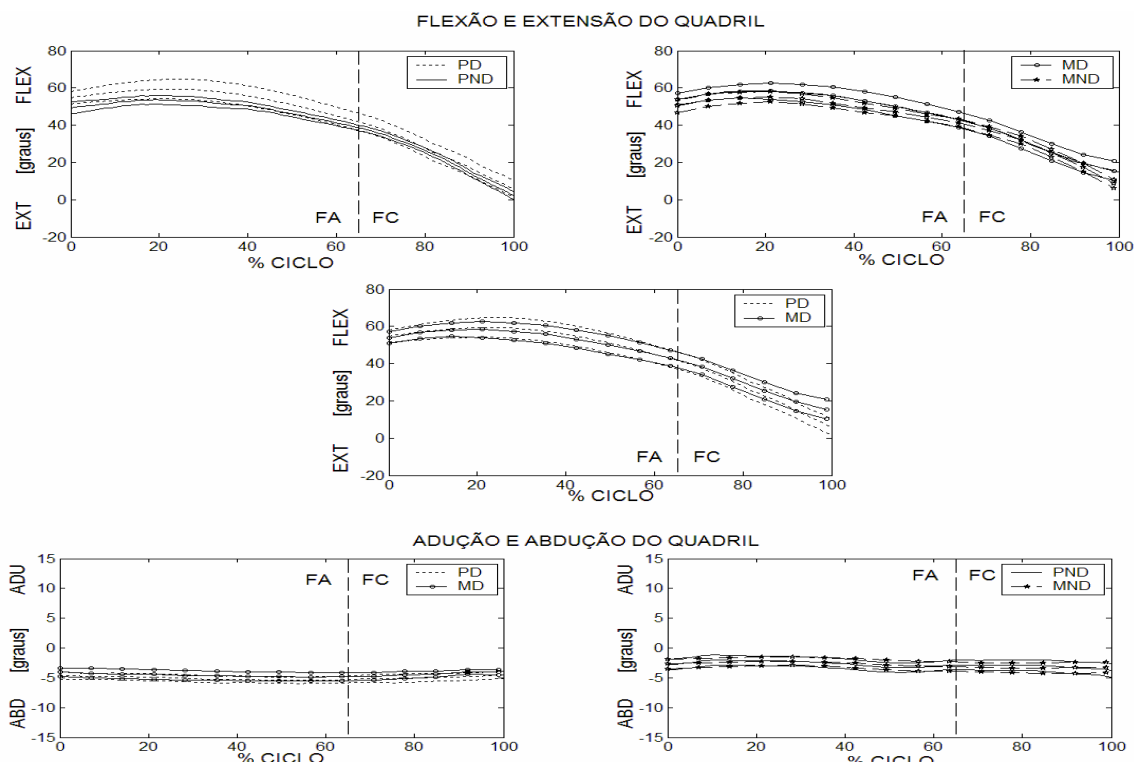


**Figura 5** – Comparação entre as velocidades angulares para a flexão e extensão e rotação interna e externa do joelho. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão; EXT - extensão; R. INT – rotação interna; R. EXT – rotação externa.

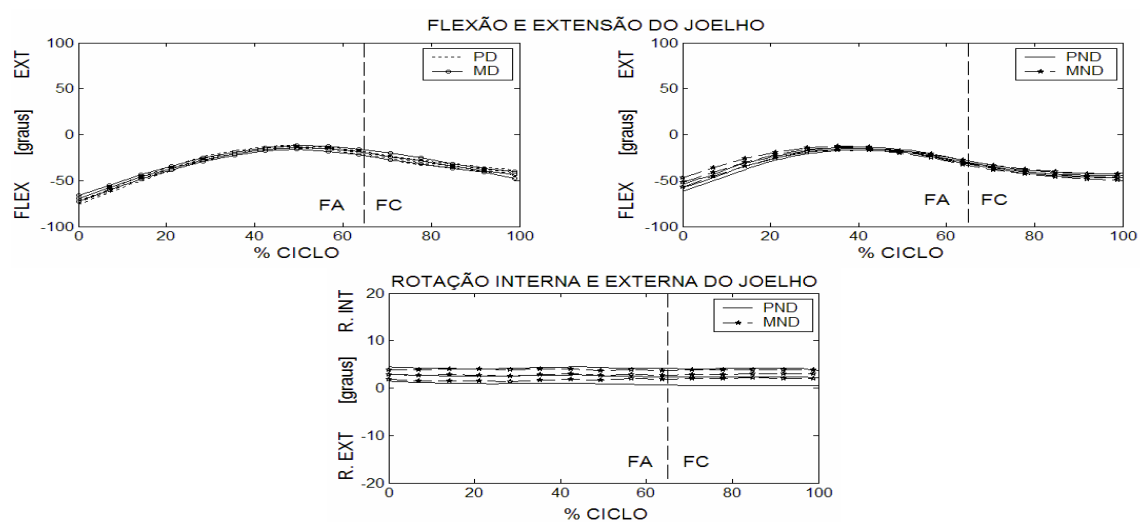


**Figura 6** – Comparação entre as velocidades angulares para a flexão plantar e dorsiflexão, adução e abdução e pronação e supinação do tornozelo. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão plantar; DORS - dorsiflexão; ADU – adução; ABD - abdução; PRO – pronação; SUP - supinação.

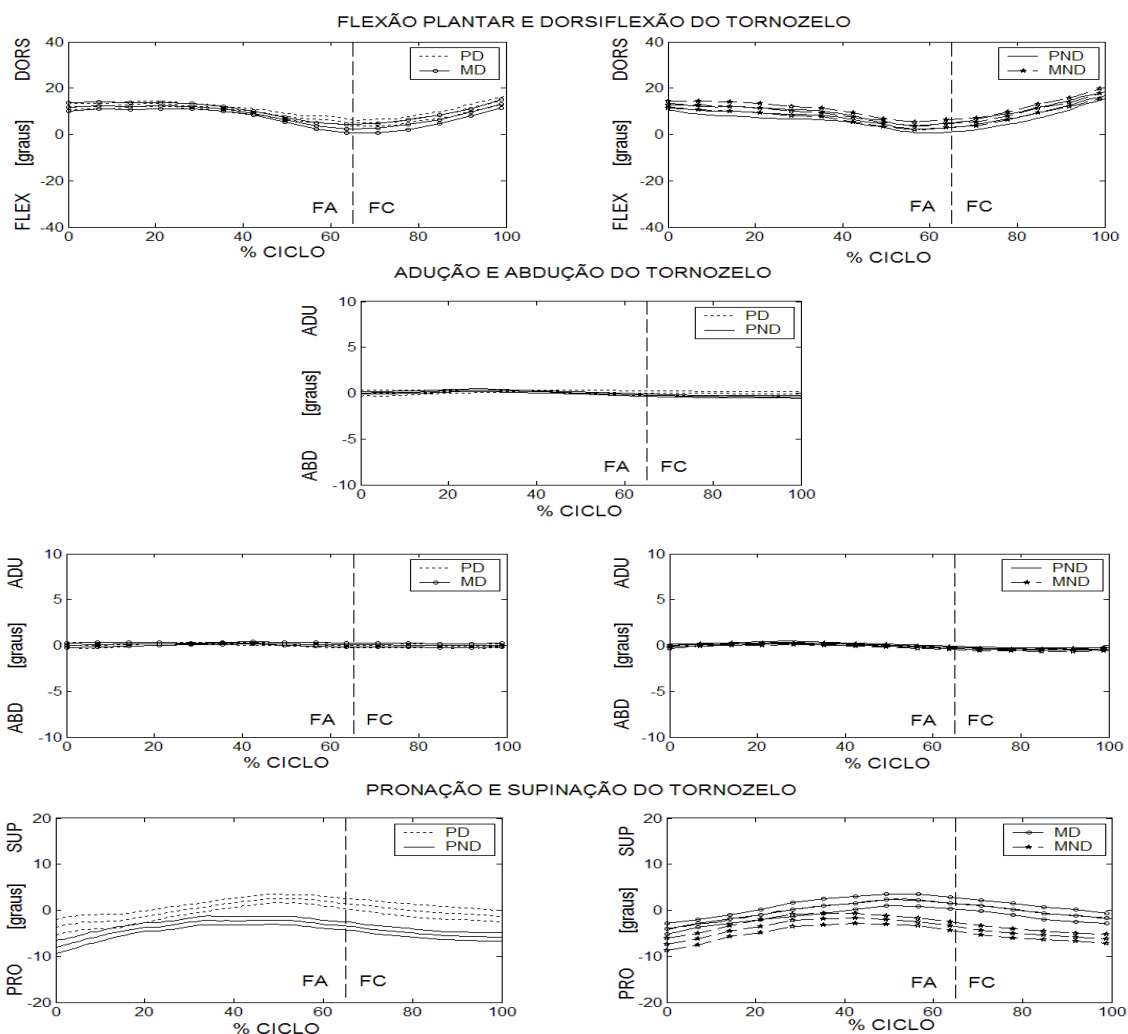
### Apêndice 7 – Situações de chutes similares para o membro de suporte



**Figura 7** – Comparação entre as situações de chutes para a flexão e extensão e adução e abdução do quadril. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão; EXT – extensão; ABD – abdução; ADU - adução.

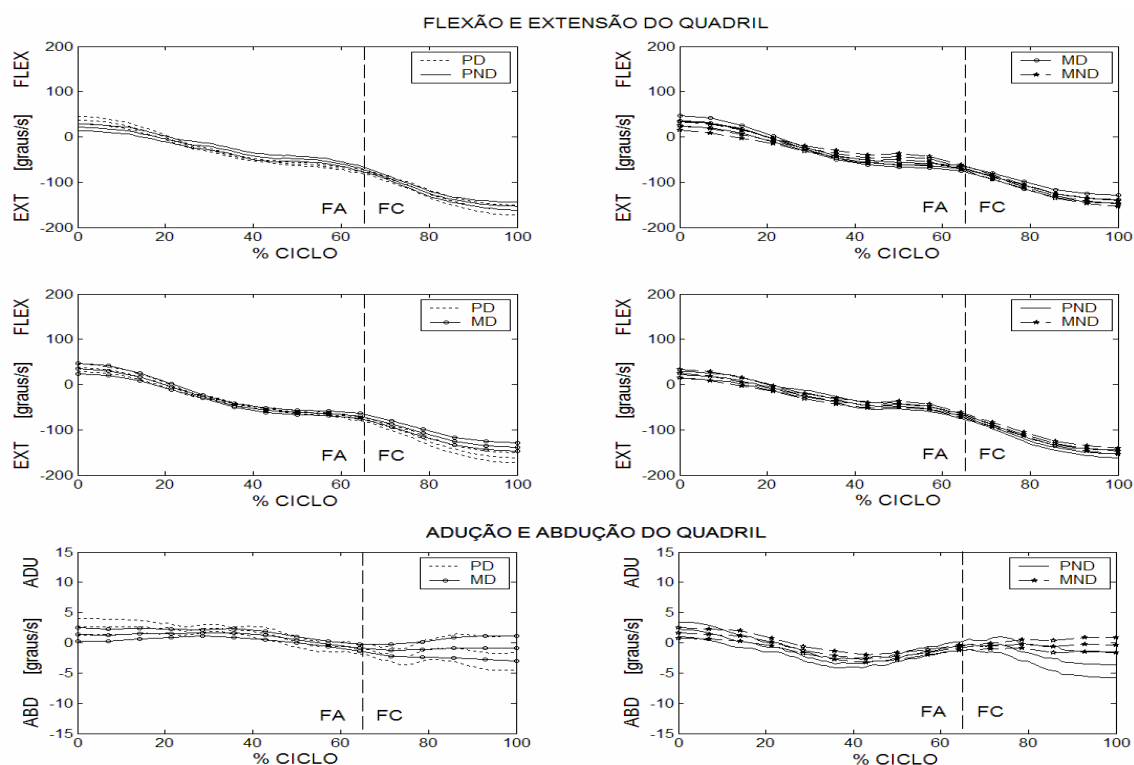


**Figura 8** – Comparação entre as situações de chutes para a flexão e extensão e rotação interna e externa do joelho. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão; EXT – extensão; R. INT – rotação interna; R. EXT - rotação externa.

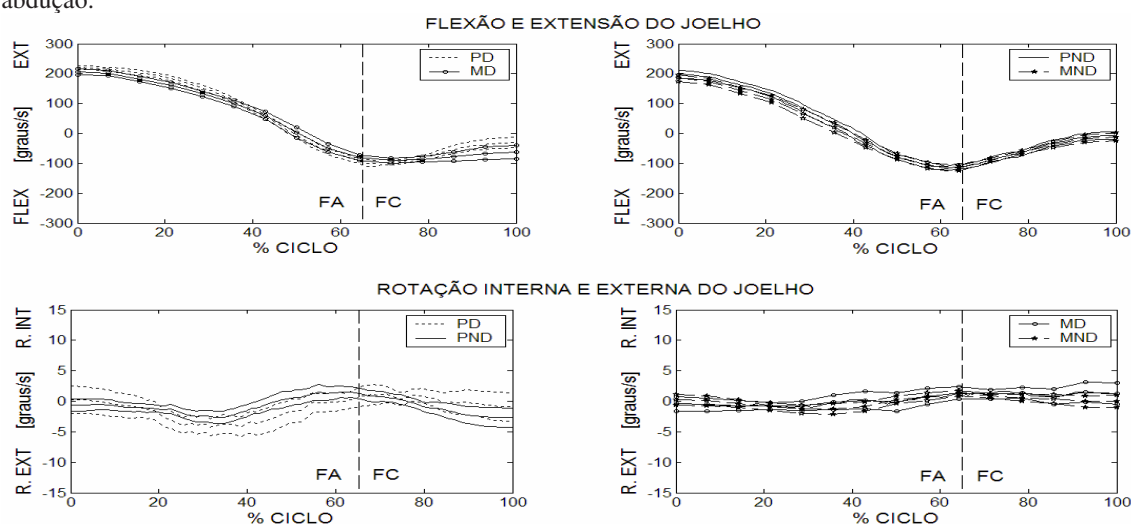


**Figura 9** – Comparação entre as situações de chutes para a flexão plantar e dorsiflexão, adução e abdução e pronação e supinação do tornozelo. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão plantar; DORS – dorsiflexão; ADU – adução; ABD – abdução; PRO – pronação; SUP - supinação.

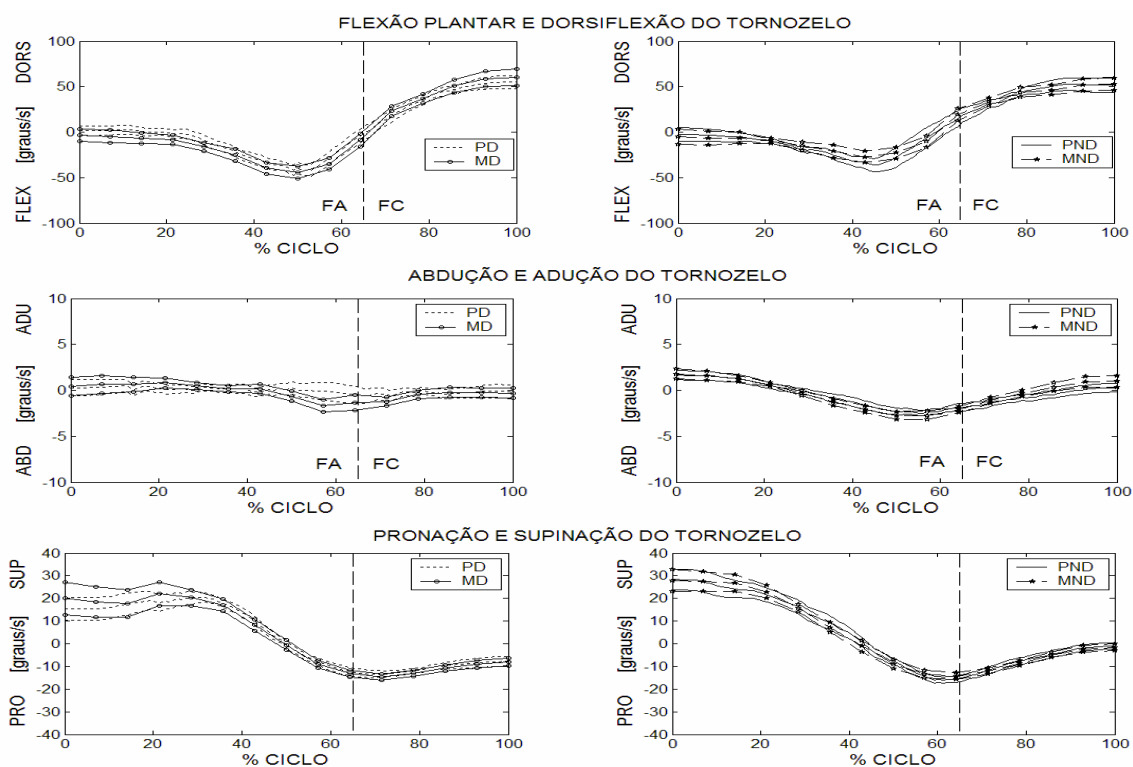
### Apêndice 8 – Situações similares para a velocidade angular do membro de suporte



**Figura 10** – Comparação entre as velocidades angulares para a flexão e extensão e adução e abdução do quadril. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão; EXT - extensão; ADU – adução; ABD - abdução.



**Figura 11** – Comparação entre as velocidades angulares para a flexão e extensão e rotação interna e externa do joelho. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão; EXT - extensão; R. INT – rotação interna; R. EXT – rotação externa.



**Figura 12** – Comparação entre as velocidades angulares para a flexão plantar e dorsiflexão, adução e abdução e pronação e supinação do tornozelo. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão plantar; DORS - dorsiflexão; ADU – adução; ABD - abdução; PRO – pronação; SUP - supinação.

### Apêndice 9 – Velocidade da bola para cada chute dos participantes em cada situação

Tabela 1 – Velocidade da bola para cada chute em cada situação para cada participante.

PARTICIPANTE	PD (m.s <sup>-1</sup> )	PND (m.s <sup>-1</sup> )	MD (m.s <sup>-1</sup> )	MND (m.s <sup>-1</sup> )
A	24,96	24,24	25,73	26,37
	24,70	25,62	24,98	24,19
	25,28	23,74	25,08	23,84
	26,51	25,42	26,78	26,42
	26,07	26,15	24,76	24,61
B	<b>28,03</b>	<b>23,13</b>	<b>25,34</b>	<b>23,93</b>
	<b>27,79</b>	<b>21,99</b>	<b>29,52</b>	<b>20,74</b>
	<b>28,84</b>	<b>22,46</b>	<b>28,23</b>	<b>23,87</b>
	<b>29,71</b>	<b>22,84</b>	<b>28,26</b>	<b>22,84</b>
C	<b>27,92</b>	<b>23,12</b>	<b>27,43</b>	<b>22,10</b>
	25,76	22,25	26,11	24,83
	26,29	24,95	27,20	19,76
	25,27	25,62	26,12	24,64
	25,78	25,07	26,76	22,49
D	26,66	24,47	27,95	23,29
	<b>23,05</b>	<b>21,97</b>	<b>20,50</b>	<b>17,87</b>
	<b>22,29</b>	<b>17,57</b>	<b>16,35</b>	<b>18,78</b>
	<b>25,15</b>	<b>19,84</b>	<b>23,00</b>	<b>21,00</b>
	<b>23,94</b>	<b>20,14</b>	<b>22,71</b>	<b>20,61</b>
E	<b>23,38</b>	<b>21,89</b>	<b>19,10</b>	<b>21,76</b>
	21,82	18,49	21,97	18,23
	22,40	18,36	22,29	16,85
	22,59	16,35	23,28	18,89
	22,74	18,59	22,69	16,23
F	23,22	18,05	22,68	18,21
	<b>23,75</b>	<b>21,16</b>	<b>25,61</b>	<b>21,67</b>
	<b>24,37</b>	<b>19,90</b>	<b>25,69</b>	<b>22,25</b>
	<b>24,53</b>	<b>18,95</b>	<b>25,64</b>	<b>21,34</b>
	<b>24,36</b>	<b>21,24</b>	<b>21,98</b>	<b>20,81</b>
G	<b>25,94</b>	<b>23,28</b>	<b>27,19</b>	<b>20,96</b>
	23,17	20,73	22,93	20,87
	22,64	21,30	24,34	21,32
	22,75	20,90	22,36	21,86
	23,47	22,22	22,60	22,25
H	23,41	20,98	23,40	21,38
	<b>21,21</b>	<b>18,66</b>	<b>23,10</b>	<b>19,93</b>
	<b>23,27</b>	<b>21,56</b>	<b>22,43</b>	<b>21,16</b>
	<b>23,56</b>	<b>19,45</b>	<b>23,87</b>	<b>21,55</b>
	<b>23,85</b>	<b>22,28</b>	<b>24,59</b>	<b>16,97</b>
I	<b>22,48</b>	<b>21,78</b>	<b>23,19</b>	<b>21,38</b>
	20,76	20,17	20,81	21,36
	21,59	19,54	20,44	22,31
	19,53	22,38	20,92	22,01
	20,94	22,05	19,67	21,85
J	20,73	20,61	19,55	21,57
	<b>23,51</b>	<b>22,70</b>	<b>22,49</b>	<b>21,71</b>
	<b>25,80</b>	<b>22,59</b>	<b>26,85</b>	<b>21,30</b>
	<b>26,04</b>	<b>20,68</b>	<b>23,35</b>	<b>22,34</b>
	<b>25,29</b>	<b>21,17</b>	<b>23,46</b>	<b>19,13</b>
	<b>26,24</b>	<b>22,50</b>	<b>22,81</b>	<b>19,45</b>

### Apêndice 10 – Velocidade linear do pé de chute para cada chute dos participantes em cada situação

Tabela 2 – Velocidade linear do pé de chute para cada chute em cada situação para cada participante.

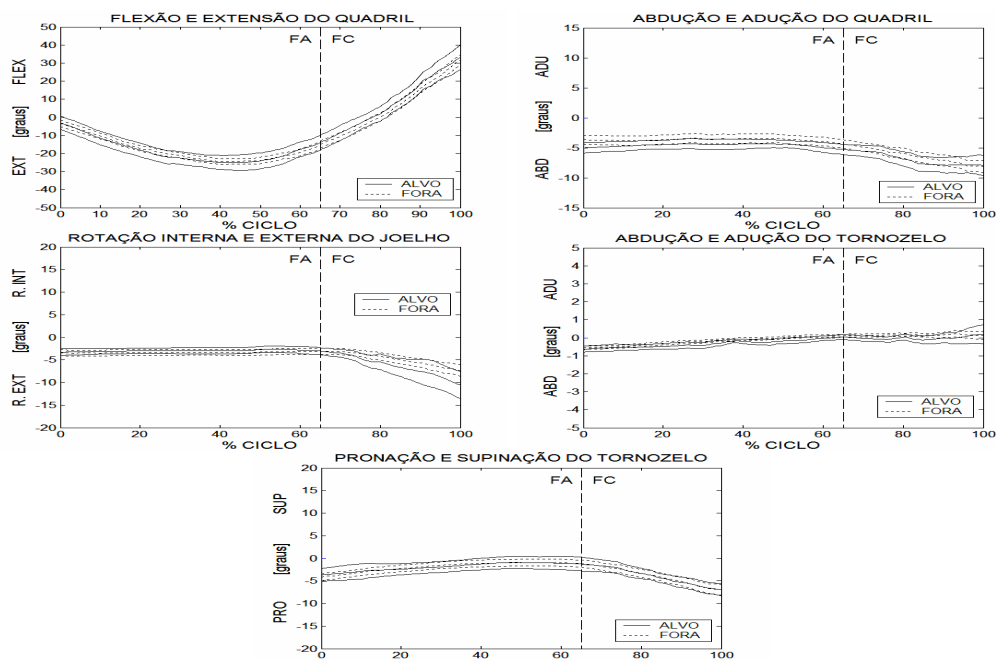
PARTICIPANTE	PD (m.s <sup>-1</sup> )	PND (m.s <sup>-1</sup> )	MD (m.s <sup>-1</sup> )	MND (m.s <sup>-1</sup> )
A	18,53	18,06	19,14	18,09
	18,76	18,02	18,81	19,00
	19,79	18,75	18,70	17,97
	20,26	18,66	19,34	17,86
	20,09	18,58	20,21	18,46
B	<b>19,36</b>	<b>15,52</b>	<b>18,62</b>	<b>13,48</b>
	<b>18,96</b>	<b>14,60</b>	<b>19,63</b>	<b>13,94</b>
	<b>19,53</b>	<b>14,54</b>	<b>20,51</b>	<b>14,80</b>
	<b>21,04</b>	<b>15,45</b>	<b>19,60</b>	<b>15,00</b>
C	20,56	20,06	21,07	18,27
	20,59	21,85	21,64	19,22
	21,33	20,59	20,32	18,39
	19,15	19,82	20,75	17,30
	20,85	20,45	20,30	16,99
D	<b>17,64</b>	<b>13,25</b>	<b>18,11</b>	<b>14,43</b>
	<b>17,87</b>	<b>15,26</b>	<b>16,16</b>	<b>14,55</b>
	<b>16,31</b>	<b>13,99</b>	<b>16,24</b>	<b>14,38</b>
	<b>18,00</b>	<b>14,76</b>	<b>16,54</b>	<b>14,29</b>
E	17,23	10,55	16,78	10,04
	16,60	9,37	16,46	10,43
	16,86	11,02	14,95	11,27
	15,20	10,25	15,25	11,24
	16,43	11,31	15,18	10,82
F	<b>17,30</b>	<b>16,28</b>	<b>20,46</b>	<b>13,33</b>
	<b>16,43</b>	<b>15,37</b>	<b>17,62</b>	<b>13,22</b>
	<b>17,34</b>	<b>13,58</b>	<b>19,18</b>	<b>11,73</b>
	<b>17,80</b>	<b>14,84</b>	<b>19,07</b>	<b>14,65</b>
G	18,25	13,89	18,79	14,29
	14,51	14,08	16,06	13,64
	15,57	15,24	15,61	13,50
	15,89	14,49	15,14	14,01
	15,78	15,27	15,31	14,75
H	16,16	15,92	15,51	14,24
	<b>17,71</b>	<b>17,24</b>	<b>16,75</b>	<b>16,82</b>
	<b>17,47</b>	<b>15,97</b>	<b>17,06</b>	<b>15,64</b>
	<b>18,04</b>	<b>15,11</b>	<b>15,35</b>	<b>18,38</b>
	<b>18,24</b>	<b>16,53</b>	<b>17,92</b>	<b>15,68</b>
I	16,83	16,91	16,14	14,75
	14,08	15,28	15,24	15,70
	15,39	15,12	14,34	15,51
	13,58	16,87	13,94	16,52
	15,58	15,83	14,17	14,30
J	15,00	14,85	15,49	15,75
	<b>16,94</b>	<b>14,27</b>	<b>14,55</b>	<b>12,38</b>
	<b>16,95</b>	<b>13,91</b>	<b>14,11</b>	<b>12,02</b>
	<b>16,46</b>	<b>12,64</b>	<b>13,97</b>	<b>13,02</b>
J	<b>18,08</b>	<b>14,33</b>	<b>17,49</b>	<b>12,44</b>
	<b>17,22</b>	<b>13,27</b>	<b>13,78</b>	<b>12,94</b>

**Apêndice 11 – Local de acerto da bola em cada chute dos participantes em cada situação**

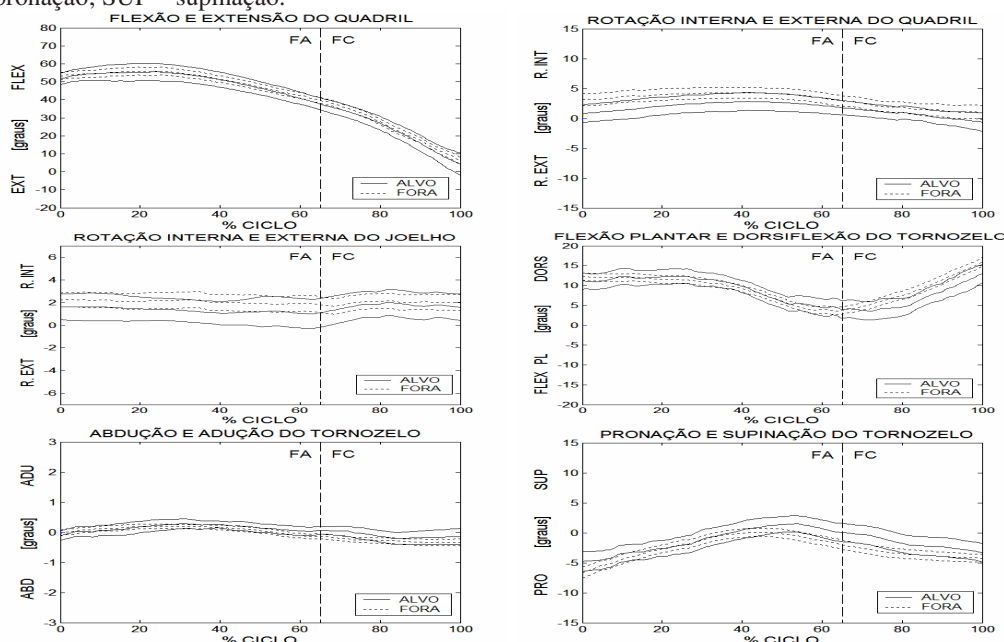
**Tabela 3 – Local de acerto da bola em cada chute em cada situação para cada participante.**

<b>PARTICIPANTE</b>	<b>PD</b>	<b>PND</b>	<b>MD</b>	<b>MND</b>
<b>A</b>	Q4	Q1	Q2	A
	Q2	Q1	A	F2
	Q4	Q4	A	Q1
	A	F8	A	A
	Q2	A	Q2	F6
<b>B</b>	<b>F2</b>	<b>F7</b>	<b>F1</b>	<b>F8</b>
	A	F8	A	F3
	A	F8	F1	A
	<b>Q1</b>	<b>F4</b>	<b>F4</b>	<b>F3</b>
	A	<b>Q4</b>	<b>Q3</b>	<b>Q4</b>
<b>C</b>	F1	Q4	Q2	F8
	F1	Q2	Q2	F3
	A	F8	A	F4
	F1	A	Q4	A
	A	F8	A	Q4
<b>D</b>	<b>Q3</b>	<b>Q4</b>	<b>F1</b>	<b>F8</b>
	<b>F1</b>	<b>F1</b>	<b>F6</b>	<b>F8</b>
	<b>Q1</b>	A	<b>Q4</b>	<b>Q4</b>
	<b>F5</b>	<b>F8</b>	<b>F8</b>	<b>F8</b>
	<b>Q3</b>	<b>Q3</b>	<b>F6</b>	<b>Q4</b>
<b>E</b>	F8	Q1	F8	Q1
	Q4	Q4	Q3	F7
	Q3	Q1	A	F7
	A	F8	Q4	F7
	Q4	A	Q4	Q3
<b>F</b>	A	<b>F8</b>	<b>Q2</b>	<b>Q3</b>
	<b>Q3</b>	<b>F8</b>	A	<b>Q4</b>
	<b>Q2</b>	<b>F8</b>	<b>Q1</b>	<b>Q4</b>
	<b>Q2</b>	<b>Q1</b>	<b>F5</b>	<b>Q4</b>
	<b>Q2</b>	<b>Q2</b>	<b>Q1</b>	<b>Q1</b>
<b>G</b>	F8	A	Q2	Q2
	A	Q4	A	Q3
	A	A	Q2	F7
	Q4	Q1	F2	Q4
	Q4	A	A	F7
<b>H</b>	<b>F2</b>	<b>F1</b>	<b>Q4</b>	<b>F5</b>
	A	<b>Q4</b>	A	<b>Q4</b>
	<b>Q2</b>	<b>Q1</b>	<b>F5</b>	<b>Q1</b>
	<b>F4</b>	A	<b>Q2</b>	<b>F8</b>
	<b>Q2</b>	<b>Q2</b>	<b>Q3</b>	<b>Q1</b>
<b>I</b>	Q4	F8	F8	F4
	A	Q4	Q4	Q1
	Q4	A	F8	F1
	F8	Q2	A	Q1
	Q4	Q1	Q1	Q3
<b>J</b>	<b>F5</b>	<b>F5</b>	<b>Q4</b>	<b>F5</b>
	<b>F6</b>	<b>Q3</b>	<b>F4</b>	<b>Q4</b>
	A	<b>F3</b>	<b>F1</b>	<b>Q3</b>
	<b>F5</b>	<b>Q3</b>	<b>Q4</b>	<b>F8</b>
	<b>Q2</b>	<b>F4</b>	<b>F6</b>	<b>F4</b>

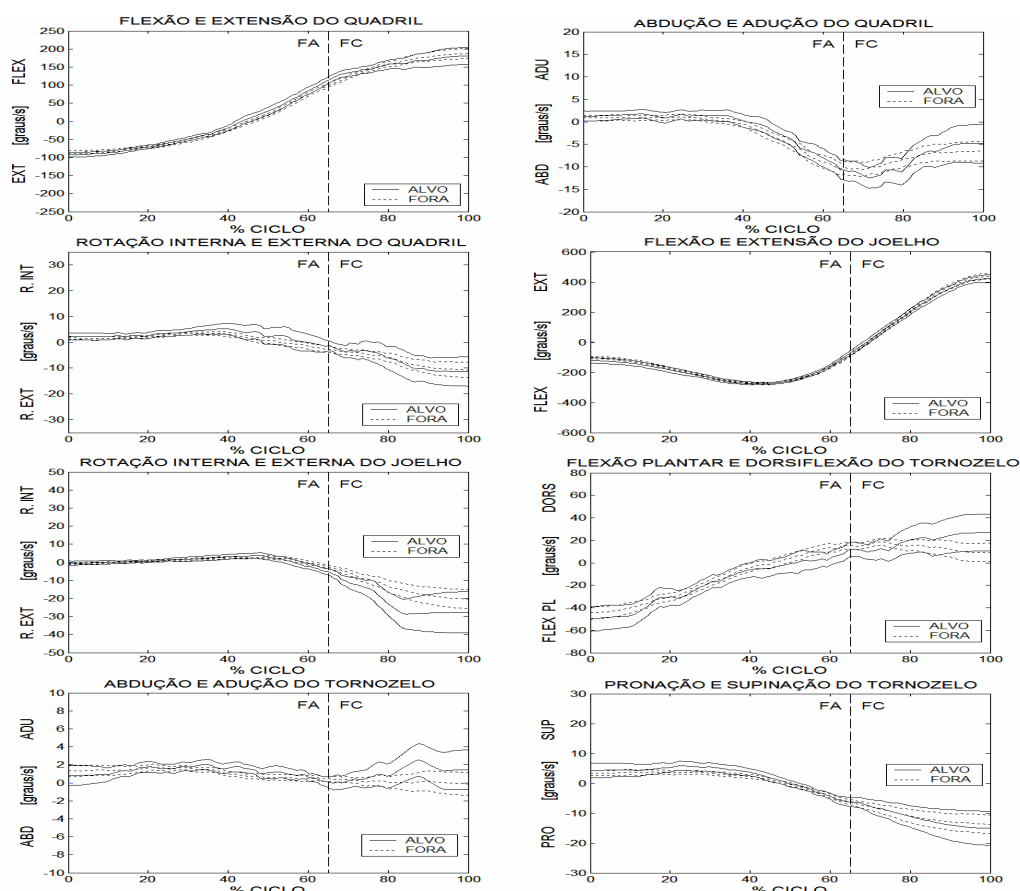
## Apêndice 12 - Situações similares para os chutes que acertaram e erraram o alvo



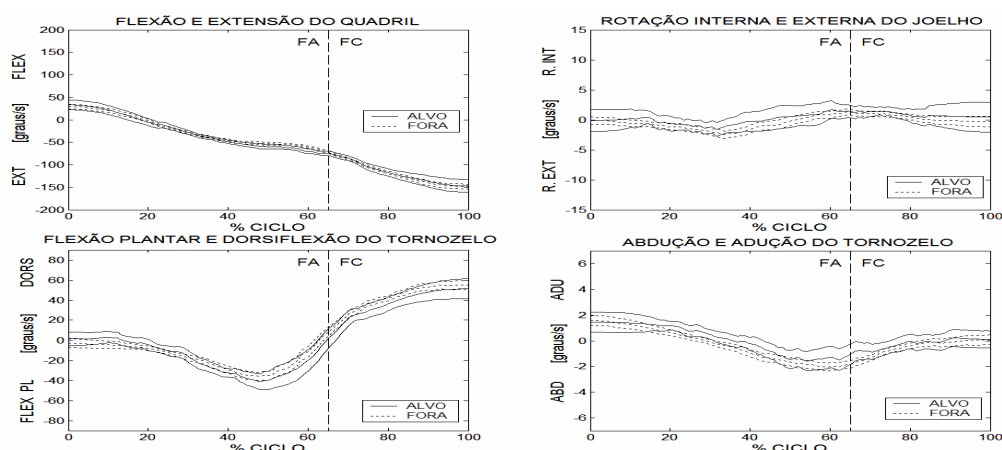
**Figura 13** – Comparação do padrão cinemático angular entre os chutes que acertaram e erraram o alvo para o quadril, joelho e tornozelo do membro de chute. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão; EXT – extensão; ABD – abdução; ADU – adução; R. EXT – rotação externa; R. INT – rotação interna; PRO – pronação; SUP – supinação.



**Figura 14** – Comparação do padrão cinemático angular entre os chutes que acertaram e erraram o alvo para o quadril, joelho e tornozelo do membro de suporte. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão; EXT – extensão; R. EXT – rotação externa; R. INT – rotação interna; FLEX PL – flexão plantar; DORS – dorsiflexão; ABD – abdução; ADU – adução; PRO – pronação; SUP – supinação.



**Figura 15** – Comparação da velocidade angular entre os chutes que acertaram e erraram o alvo para o quadril, joelho e tornozelo do membro de chute. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão; EXT – extensão; ABD – abdução; ADU – adução; R. EXT – rotação externa; R. INT – rotação interna; FLEX PL – flexão plantar; DORS – dorsiflexão; PRO – pronação; SUP – supinação.



**Figura 16** – Comparação da velocidade angular entre os chutes que acertaram e erraram o alvo para o quadril, joelho e tornozelo do membro de suporte. FA – fase apoio; FC – fase de chute. FLEX – flexão; EXT – extensão; R. EXT – rotação externa; R. INT – rotação interna; FLEX PL – flexão plantar; DORS – dorsiflexão; ABD – abdução; ADU – adução.

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA MOTRICIDADE  
(ÁREA: BIODINÂMICA DA MOTRICIDADE HUMANA)**

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO defendida em 09/05/07**

**"O chute com o membro dominante e não dominante  
realizado com a bola parada e em deslocamento no Futsal"**

**FABIO AUGUSTO BARBIERI**

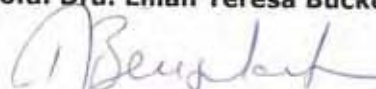
**Comissão Examinadora:**



**Prof. Dr. Sergio Augusto Barbieri**



**Profa. Dra. Lillian Teresa Bucken Gobbi**



**Prof. Dr. René Brenzikofer**