Universidade do Porto

Faculdade de Ciências do
Desporto e de Educação Física

ESTUDO BIOMECÂNICO DO SALTO EM COMPRIMENTO

Modelação, Simulação e Optimização da Chamada

Filipe Almeida Viana da Conceição

Porto, 2004

ESTUDO BIOMECÂNICO DO SALTO EM COMPRIMENTO

Modelação, Simulação e Optimização da Chamada

Dissertação apresentada às provas de Doutoramento no ramo das Ciências do Desporto, nos termos do decreto-lei n.º. 216/92 de 13 de Outubro, orientada pelo Prof. Doutor João Paulo Vilas-Boas

Filipe Almeida Viana da Conceição

Faculdade de Ciências do Desporto e de Educação Física
Universidade do Porto

Outubro, 2004

Aos meus pais

Pelo exemplo de constante humildade,

por sempre me terem apoiado, seguido de perto os meus passos e,

incutido os valores essenciais para a vida.

Aos meus irmãos e outros familiares, por sempre me terem apoiado e incentivado durante este percurso,

À minha esposa e aos meus filhos pelas longas horas de ausência e alguma impaciência no apoio as tarefas diárias, mas acima de tudo pelo carinho e apoio que sempre me dedicaram.

Agradecimentos

O resultado final de um trabalho de investigação desta natureza, bem como o caminho percorrido, embora na sua concepção básica tenham um carácter individual, na verdade, são fruto da colaboração, empenhamento e dedicação de várias entidades e pessoas. Num processo desta natureza, não é possível saber tudo, representando a sua concepção e desenvolvimento um longo processo de aprendizagem. Deparámo-nos com inúmeras dificuldades, momentos de incerteza e alguma angústia. Felizmente, para nós, naqueles momentos, houve sempre uma mão amiga que nos empurrou e encorajou no sentido de ultrapassá-las e, por fim, obtermos resultados, embora nem sempre condizentes com a nossa expectativa.

Toma-se então imperioso, expressar aqui os nossos agradecimentos a todos quantos estiveram envolvidos directa ou indirectamente neste trajecto que levou a conclusão desta tarefa.

Ao malogrado Professor André Costa, que despertou em mim a paixão pelo mundo da biomecânica do Atletismo.

Ao Mestre João Carvalho do Departamento de Física da FEUP-UP, grande amigo e sobretudo companheiro intelectual e técnico de todo o trabalho desenvolvido. Não podemos deixar de registar o apoio, motivação, coordenação e empenhamento colocados desde o início da nossa colaboração. Para trás, fica um longo percurso que passou pela nossa iniciação nos pressupostos básicos das ciências exactas, tendo sido incansável nas discussões, quer dos assuntos de natureza científica, quer nos relativos aos percursos seguidos. Queremos expressar-lhe a nossa gratidão pela sua disponibilidade, mesmo quando o tempo escasseava para as suas tarefas institucionais, em efectuar lado a lado esta caminhada. Ficará para sempre gravado em nós o respeito, a admiração e a amizade.

Aos Professores Jorge Bento e António Marques por terem acreditado em nós enquanto aluno da licenciatura aquando a nossa vinda de Cuba, bem como pelo constante incentivo e apoio neste percurso académico

Ao Professor João Paulo Vilas Boas, meu orientador, pelo seu saber, pela forma como me conduziu, pela liberdade oferecida para desenvolver o trabalho, aconselhando-me continuamente em relação às opções tomadas. Perspicaz para os detalhes, contribuiu decisivamente para o meu crescimento de pesquisador.

Ao Professor Harald Böhm, da Universidade Técnica de Munique, o qual foi decisivo na realização deste trabalho, pela discussão e partilha de informações técnicas, científicas e outras, relacionadas com esta temática, de estudos por si desenvolvidos no Instituto de Biomecânica da Escola de Desporto de Colónia, Alemanha.

Ao Professores Gert-Peter Bruggemann, responsável pelo Instituto de Biomecânica da Escola de Desporto de Colónia, e Adamantios Arampatzis, por nos ter recebido na sua escola para um estágio de

investigação, pelas calorosas discussões relativas ao tema, e introdução à mecânica do músculo, tendo lançado o desafio inicial que constituiu esta dissertação.

Aos investigadores Dr. Gaspar Klasping e Dr. Gianpiero De Monte, alunos de doutoramento em Colónia, por todo o apoio, incentivo e intercâmbio de ideias durante e após a minha estadia em Colónia.

Ao Professor José Augusto, coordenador do nosso gabinete, por ter acreditado, apoiado e incentivado, sem reservas e desde a primeira hora, este projecto, tendo criado as condições básicas de estabilidade no gabinete que possibilitou uma maior concentração nesta tarefa.

Ao Professor Gianikellis, responsável pelo laboratório de Biomecânica da Faculdade de Educação Física e Desporto da Universidade da Extremadura, Espanha, pela profícua troca de ideias tidas, durante o nosso estágio de investigação realizado no seu laboratório e nos encontros académicos realizados na nossa faculdade. A sua amizade irá perdurar no tempo.

Aos Professor Amadio e Professor Guimarães responsáveis pelos laboratórios de Biomecânica das escolas de Desporto de São Paulo e Rio Grande do Sul, pela troca de ideias tidas relativamente ao projecto de doutoramento.

Ao Engenheiro Pedro Gonçalves, que nos guiou nos primeiros passos dentro do "mundo" da computação. Pelo percurso efectuado lado a lado na organização dos protocolos experimentais, desenvolvimento e sincronização de diferentes equipamentos e programas computacionais, nas nossas longas horas nocturnas.

Aos colegas do Gabinete de Atletismo, Professores Ramiro Rolim e Mário Paiva e ao Mestre Paulo Colaço pelo apoio, incentivo e disponibilidade nas horas difíceis que atravessamos.

Aos colegas do gabinete de Fisiologia, António Ascensão e José Magalhães pela troca de ideias sobre a fisiologia do músculo.

Ao Sector de Saltos da Federação Portuguesa de Atletismo, e aos atletas que se disponibilizaram a participar nos estágios realizados nas instalações da FCDEF-UP, os quais tiveram como propósito a recolha de dados experimentais.

Ao Dr Branco Lima, colega de treinos, colaborador incansável, sempre disponível ao longo destes anos queria agradecer-lhe a sua amizade.

Aos Dr Lima Barroso e Mestre Victor Hugo Fontainhas e Mestre Filipa Sousa, meus grandes companheiros de percurso, pelo aconselhamento contínuo e, acima de tudo, pela grande amizade que nos une.

Às Mestre Carolina Vila-Chã, Mestre Luísa Estriga, ao Mestre José Silva, Dra. Ana Maria Fernades, Dr. Helder Cunha, e ao aluno Joaquim, pelo apoio na recolha, tratamento de dados experimentais e realização de alguns dos protocolos iniciais deste projecto e também pela amizade.

Aos meus alunos de Licenciatura dos Estudos práticos e os da opção de rendimento de Atletismo que sempre se interessaram pelo estudo realizado.

Aos funcionários desta Faculdade pelo apoio e disponibilidade em diferentes tarefas que um percurso destes envolve, em especial aos Sr. Rui Biscaia, Sr. Teixeira, Sr. Fernando Marinho, D. Maria José, Dr. António Alberto e Engº Orlando Gomes.

Aos nossos treinadores e professores dos Centros de Alto Rendimento de Habana-Cuba, Dr. Milán Matos, Dr. Carlos Amador e Dr. Gustavo Plat, os quais nos incutiram a perseverança e tenacidade por um lado, e sobretudo, pelos ensinamentos dos pressupostos básicos do "mundo" dos saltos horizontais, semeando em nós as sementes de algumas das preocupações aqui tratadas.

Ao saudoso Professor Robert Zotko, responsável pelo Sector de Saltos da ex-URSS, pelos ensinamentos, partilha de informação e profícua troca de ideias relativamente ao treino e investigação na área dos saltos.

Ao Dr. Juan Carlos Ortiz, investigador e responsável pelo Sector de Saltos Horizontais do Centro de Alto Rendimento de Madrid, com quem efectuámos um primeiro estágio de investigação e trocámos ideias relativamente ao salto em comprimento e ao "estado da arte" neste tema. Pela disponibilidade e partilha de informação relativos a estudos realizados naquele centro e noutras partes do planeta.

Resumo

Na actualidade são desenvolvidos modelos computacionais cada vez mais detalhados e sofisticados do corpo humano para se ganhar uma maior introspecção sobre o movimento humano. Sendo o salto em comprimento um complexo problema de controlo, conduzimos um conjunto de estudos de modo a: (1) identificar os parâmetros mais relevantes para a obtenção de uma boa prestação, (2) desenvolver um modelo computacional do sistema musculo-esquelético do corpo humano considerando as características individuais da unidade musculo tendão para simular e optimizar a técnica.

Relativamente ao primeiro aspecto (1) concluímos que (i) a aerodinâmica é um factor relativamente pouco relevante para o resultado; (ii) o estudo da corrida de aproximação confirmou esta fase como uma das mais importantes sendo ali construídos os pressupostos basilares para boas prestações. Neste contexto, a velocidade e o controle do erro assumem um papel decisivo nesta fase; (iii) é na chamada onde se concentram a maioria dos factores que influenciam decisivamente o resultado. Em termos de forças de reacção do solo, o pico passivo depende da velocidade, ângulo de entrada e da rigidez de todo o sistema. Uma grande rigidez na chamada, particularmente no instante de recepção, é determinante para um bom resultado; (iv) um modelo simples de massas e molas é pouco fisiológico e irrealista, não permitindo uma intervenção no plano de treino; o resultado obtido é função do ângulo e da rigidez; (iv) Na fase aérea, a adequação da geometria do corpo ao momento angular produzido é efectuada através de uma acção sobre o momento de inércia. Comprovou-se também que o momento angular produzido para a técnica tesouras é superior ao das outras variantes técnicas (vi) Observa-se uma grande variação inter e intra sujeitos relativamente as propriedades mecânicas da unidade músculo tendão.

Relativamente ao segundo aspecto (2) desenvolvemos um programa computacional em ambiente Matlab/Simulink/Simmechanics, constituído por sete corpos rígidos articulados, massas oscilantes e 16 representações musculares do tipo Hill, com potenciação explícita, correspondentes aos membros inferiores. As funções de activação foram obtidas por optimização com recurso ao algoritmo genético. O nosso modelo representa razoavelmente bem características como as forças de reacção do solo e comportamentos internos do complexo músculo tendão.

Summary

In current days, deeper understanding of human movement is supported on computational models whose development is each time more detailed and sophisticated.

Being Long Jump a complex problem of motor control, we developed a study to: (1) identify the most important parameters implicated in the maximization of performance, (2) develop a computational model of the muscle-skeletal system of the human body considering the individual characteristics of the muscle tendon unit to simulate and optimise the technique.

About (1) our findings are: (i) the aerodynamics in the flight phase is a relatively little important factor in the final result; (ii) the approach run is the most important phase in relation to the performance. In this context, the speed and the errors control, assume a decisive role; (iii) although the crucial importance of the approach run is the take-off that influences the result decisively. In relation to the ground reaction forces, the passive peak depends on the speed, touchdown angle and the stiffness of the whole system. A great stiffness in the take-off, particularly in the touchdown instant, is decisive for a good result; (iv) a simple one spring mass models is little physiologic and unrealistic, not allowing an intervention in the methodological training plan. The obtained result is function of the angle and stiffness; (v) in the flight phase, the adaptation of the geometry of the body to the produced angular momentum, is bring about an action about the moment of inertia. It was also shown that the angular momentum produced for the scissors technique is superior to the other techniques; is observed a great variation inter and intra subjects relatively to the mechanical properties of the muscle tendon unit.

About (2), we have developed a computer program on top of the Matlab/Simulink/Simmechanics platform, with a seven segment articulated rigid bodies, wobbling masses and Hill type muscles with explicit potentiation. There are 16 mono and biarticular muscles corresponding to the lower limbs and the torso.

The activation functions are obtained by a *genetic algorithm* optimization.

The model represents reasonably well several real characteristics as ground reaction forces and internal muscle-tendon behaviour.

Sommaire

De nos jours il a été développé des outils informatiques de plus en plus détallés et sophistiqués du corps humain dans le but d'obtenir une plus grande introspection sur le mouvement humain. Le saut en longueur étant un problème complexe de contrôle moteur, nous avons développé une série d'études de mode a (1) identifié les paramètres les plus relevants pour maximisés la prestation sportive, (2) développés un outil informatique du système musculosquelettique du corps humain considérant les caractéristiques individuelles de l'unité muscle tendon pour simuler et optimiser la technique.

Relativement au premier aspect (1) nous avons conclu que : (i) l'aérodynamique est un facteur relativement peu influent dans le résultat ; (ii) l'étude de la course d'élan nous a confirmé que cette phase est la plus importante, et c'est la que sont construit les éléments fondamentaux pour un haut rendement. Dans ce contexte la vitesse et le contrôle d'erreurs assurent un facteur décisif dans cette phase ; (iii) c'est la phase d'appel qui concentre la plupart des facteurs qui influence décisivement le résultat. En terme de force de réaction du sol, la crête passive dépend de la vitesse, angle d'attaque et rigidité de tout le système. Une grande rigidité dans l'appel, particulièrement a l'instant d'appel est déterminante pour un bon résultat ; (iv) un simple modèle masse ressort est peu physiologique et irréaliste, ne nous permet pas une intervention dans la méthodologie de l'entraînement. Le résultat obtenu est fonction de l'angle et de la rigidité ; (v) dans la phase aérienne, L'adéquation de la géométrie du corps au moment angulaire produit, est effectué à travers une action sur le moment de l'inertie. Nous avons prouvé aussi que le moment angulaire produit pour les différentes techniques de ciseaux est supérieur à toutes les autres techniques ; (vi) Nous constatons une grande variation inter et intra individus relativement aux propriétés mécaniques de l'unité muscle tendon.

En ce qui concerne au deuxième aspect (2), nous avons développe un programme computationnel dans ambiance Matlab/Simmechanics/Simulink, constitué par sept corps rigides articulés, par de masses oscillants, est du type Hill, avec potentiation explicite correspondant aux membres inférieurs. La function d'activation ont été obtenues par optimisation avec le recours à l'algorithme génétique.

Índice Geral

Agradecimentos v

Resumo ix

Summary xi

Sommaire xiii

Índice Geral xv

Lista de Quadros xxi

Lista de Figuras xxv

Lista de Abreviaturas xxxiii

Capítulo 1 1

1 Introdução geral 1

1.1 O movimento humano e a técnica: do caminhar ao correr e saltar 1

1.2 Considerações básicas sobre a técnica do Salto em Comprimento 2

1.2.1 Fases e distâncias – subdivisões tradicionais 2

1.2.1.1 A distância de impulsão 4

1.2.1.2 Distância de voo 5

1.2.1.3 Distância de queda 7

Capitulo 2 11

2 Estado actual da investigação no Salto em Comprimento 11

2.1 Tipos de investigação 11

2.1.1 Escolas e linhas de investigação 11

2.1.2 Cinemática 13

2.1.3 Dinâmica e energética 15

2.1.4 Técnica óptima de salto 15

2.2 Desenvolvimento dos aspectos cinemáticos 16

2.2.1 Pré-requisitos para o êxito no SC 16

2.2.2 A Corrida de Aproximação 16

2.2.2.1 Objectivos 16

2.2.2.2 Velocidade 17

2.2.2.3 Comprimento da Corrida de Aproximação 19

2.2.2.4 Ponto onde se atinge a máxima velocidade 20

2.2.2.5 Estratégias de ajustamento da Corrida de Aproximação 21

2.2.2.6 Marcas de controlo 23

2.2.3 Ligação corrida salto - fase de preparação para o salto 24
2.2.3.1 Amplitude e ritmo 24
2.2.3.2 Variação da altura do Centro de Massa 25
2.2.3.3 Relação entre as variáveis de posição e de velocidade com a distância saltada 26
2.2.3.4 Penúltimo passo 27
2.2.3.5 Último passo 28
2.2.4 Chamada 29
2.2.4.1 Sim ou não ao abaixamento do Centro de Massa? 29
2.2.4.2 Momento angular 33
2.3 Abordagem Energética 36
2.4 Dinamometria 40
2.4.1 As componentes da força de reacção do solo na chamada 42
2.4.1.1 Força vertical 42
2.4.1.2 Força horizontal 42
2.5 Simulação e optimização para determinar a técnica óptima 43
Capitulo 3 48
3 Material e Métodos 48
3.1 Objecto de Estudo 48
3.1.1 Enquadramento do problema 48
3.2 Objectivos 51
3.2.1 Objectivos específicos 51
3.3 Material e Métodos 52
3.3.1 Caracterização da amostra 52
3.3.2 Material utilizado 53
3.3.3 Procedimentos gerais para a recolha de dados 54
3.3.4 Recolha de dados para análise cinemática e dinâmica 55
3.3.4.1 Procedimentos relacionados com a recolha dos dados cinemáticos relacionados com a Corrida de Aproximação 56
3.3.4.1.1 Recolha de imagens 56
3.3.4.1.2 Recolha de dados referentes às velocidades instantâneas 56
3.3.5 Recolha de imagens e dados dinamométricos referentes à chamada 57
3.3.5.1 Cinemática 57
3.3.5.2 Dinamometria 58
3.3.6 Procedimentos associados a recolha de dados cinemáticos da fase aérea 58
3.3.7 Procedimentos associados ao tratamento e análise dos dados cinemáticos 59
3.3.7.1 Cinemática 59

3.3.7.2 Corrida de aproximação 60
3.3.7.2.1 Imagens 60
3.3.7.2.2 Velocímetro 60
3.3.7.3 Chamada 61
3.3.8 Procedimentos associados ao tratamento dos dados dinâmicos. 64
3.3.8.1 O Dinamteste 64
3.3.8.1.1 Componente vertical da força de reacção do solo (F_Z) 65
3.3.8.1.2 Componente anteroposterior da força de reacção do solo (F_Y). 66
3.3.9 Análise de erros associados ao cálculo do momento angular e ao processo de digitalização. 67
3.3.10 Procedimentos associados ao tratamento estatístico 69

Capitulo 4 71

4 Identificação dos Parâmetros Limitadores do Rendimento no Salto em Comprimento 71

4.1 O saltador como uma partícula: aerodinâmica 71
4.1.1 Arrasto Aerodinâmico 71
4.1.2 Metodologia 71
4.1.2.1 Amostra 71
4.1.2.2 Análise 72
4.1.2.3 Procedimentos Estatísticos 74
4.1.3 Resultados 74
4.1.4 Discussão 75

4.2 Estabilidade e Precisão da Corrida de Aproximação 77
4.2.1 Introdução 77
4.2.2 Metodologia 78
4.2.2.1 Amostra 78
4.2.2.2 Material e Métodos 78
4.2.2.3 Procedimentos Estatísticos 80
4.2.3 Resultados 80
4.2.4 Discussão 92
4.2.4.1 Balanço energético da chamada considerando o saltador como um corpo rígido 100

4.3 O Saltador Como um Sistema de Corpos Rígidos: Estudo das curvas de força de reacção do solo durante a chamada 102
4.3.1 Introdução 102
4.3.2 Metodologia 103
4.3.2.1 Procedimentos Estatísticos 103
4.3.3 Resultados 103
4.3.4 Discussão 109

4.4 Modelos Mecânicos: o saltador como um sistema massa-molas 117
4.4.1 Introdução 117
4.4.2 Material e Métodos 118
4.4.2.1 Recolha e tratamento dos dados dinâmicos e cinemáticos 119
4.4.2.2 O Conceito de rigidez 119
4.4.2.3 Modelo massa-mola simples 121
4.4.2.3.1 Discussão de resultados (Massa-mola simples) 122
4.4.2.4 Modelo duas massas e duas molas 123
4.4.2.4.1 Metodologia 123
4.4.2.4.2 O modelo mecânico do pico passivo 126

4.5 A influência no rendimento da geometria do corpo durante a fase aérea: momento angular 129
4.5.1 Introdução 129
4.5.2 Material e Métodos 130
4.5.2.1 Análise 130
4.5.3 Resultados 133
4.5.4 Discussão 137

4.6 Outros processos de Avaliação 140
4.6.1 Medições em laboratório 140

4.7 Conclusão dos diferentes estudos realizados 141
4.7.1 O Saltador Como uma Partícula: Aerodinâmica 141
4.7.2 Estabilidade e Precisão da Corrida de Aproximação 141
4.7.3 O Saltador Como um Sistema de Corpos Rígidos 142
4.7.4 Modelos Mecânicos: o Saltador como um sistema massa-molas 142
4.7.5 A Influência no rendimento da geometria do corpo durante a fase aérea: momento angular 143

Capitulo 5 145

5 Concepção de um Modelo 145

5.1 Modelo de Corpos Rígidos Articulados 145
5.1.1 Introdução 145
5.1.2 Componentes do modelo 145
5.1.2.1 Corpos rígidos 145
5.1.2.2 Actuadores 148
5.1.2.3 Forças que actuam nos corpos rígidos 149
5.1.2.3.1 Forças de acoplamento das massas oscilantes 149
5.1.2.3.2 Forças de contacto 150
5.1.2.3.3 Incorporação das forças musculares 151
5.1.2.3.4 Amplitude articular como limitador da força**Erro! Marcador não definido.**
5.1.3 Redundância muscular 155

5.1.4 Músculos mono vs biarticulares 157

5.2 Contributo da Fisiologia: A elasticidade músculo-tendinosa e o armazenamento da energia elástica 159

5.2.1 O Ciclo alongamento-encurtamento e o armazenamento da energia elástica no músculo e no tendão 159

5.2.1.1 As estruturas tendinosas e o ciclo alongamento-encurtamento 161

5.2.2 Elasticidade 162

5.2.2.1 Elasticidade do músculo e tendão 162

5.2.2.1.1 Tendão 164

5.2.2.1.1.1 Estrutura do tendão 164

5.2.2.1.2 Medições da elasticidade do músculo humano 166

5.2.2.2 Qual o significado funcional da elasticidade? 168

5.3 Modelo Muscular 171

5.3.1 Arquitectura muscular 171

5.3.2 A Força máxima e a área de secção fisiológica transversal do músculo 173

5.3.3 O Modelo de Hill 175

5.3.4 Propriedades dos Elementos Contrácteis 177

5.3.4.1 Relação força comprimento 177

5.3.4.1.1 Zonas da relação força comprimento em que os diferentes grupos musculares operam 181

5.3.4.2 Relação Força Velocidade 182

5.3.4.2.1 Factores que afectam a relação força velocidade 182

5.3.4.2.1.1 Contracções concêntricas 187

5.3.4.2.1.2 Afectação da relação FV pela alteração de alguns parâmetros em contracções concêntricas (e excêntricas) 188

5.3.4.2.1.3 Inclinação das fibras 190

5.3.4.2.1.4 Configuração anatómica da articulação 191

5.3.4.2.1.5 Distribuição das fibras 191

5.3.4.2.1.6 Contracções excêntricas 192

5.3.4.2.2 Vias para estudar a propriedade Força Velocidade 193

5.3.4.2.3 Melhoria da força após o alongamento 194

5.3.4.2.4 Força Comprimento Velocidade 199

5.3.5 Elementos elásticos em paralelo 200

5.3.6 Elementos elásticos em série 201

5.3.7 Determinação das propriedades músculo-tendinosas *in vivo* em contracções isométricas: o recurso à ultrasonografia 202

5.3.7.1 Metodologia para determinar as propriedades elásticas das estruturas tendinosas em contracções isométricas 203

5.3.8 Estado de activação 203

5.3.8.1 A Função de activação 207

5.3.9 Processo de optimização 209

5.3.10 Determinação da rigidez dos tendões humanos *in vivo* 212
5.3.10.1 Introdução 212
5.3.10.2 Metodologia 212
5.3.10.2.1 Amostra 212
5.3.10.2.2 Procedimentos associados à recolha dos dados cinemáticos, ecográficos e dinâmicos 212
5.3.10.2.3 Determinação do braço do momento e das forças no tendão patelar e de aquiles 213
5.3.10.2.4 Procedimentos Estatísticos 214
5.3.10.3 Resultados 214
5.3.10.4 Discussão 216
5.3.11 Calculo da força muscular 217
5.4 Representação gráfica do modelo 229
5.5 O processo de simulação e optimização 233
Capítulo 6 237
6 Modelização Computacional 237
Capítulo 7 245
7 Conclusões e recomendações futuras 245
Capitulo 8 247
8 Bibliografia 247

Lista de Quadros

Quadro 2.1. Escolas e investigadores que se destacaram no estudo do Salto em Comprimento 12

Quadro 2.2. Comprimento da CA (n.º de passos) em função dos tempos (s) registados aos 30 e 100m (Popov, 1983). 19

Quadro 2.3. Frequência com que a máxima velocidade horizontal é registada nos últimos quatro passos da CA (Hay, 1993). Último (U), penúltimo (PU), antepenúltimo (APU) e ante-antepenúltimo passo (A-APU). 20

Quadro 3.1. Caracterização geral da amostra (a) femininos e (b) masculinos – Idade (anos), altura (m) e peso (kg) de cada atleta e respectivo recorde pessoal no SC (m). 52

Quadro 3.2. Pontos anatómicos de referência, e segmentos representados pelas ligações dos pontos digitalizados. 62

Quadro 4.1. Descrição dos parâmetros cinemáticos no instante de saída da chamada, velocidade de saída (v), ângulo de saída (θ), e altura do centro de massa na saída (hcm), massa (m) e altura dos sujeitos (h). 74

Quadro 4.2. Distâncias obtidas pelos sujeitos, distância simétrica de voo (l_0), distância teórica simples sem considerar os efeitos aerodinâmicos (D_teor), distância efectiva (D_efect), distância teórica considerando os efeitos aerodinâmicos (D_aero), perdas devido a resistência do ar (P_D*), distância de recepção mais impulsão (D_{IR}), e área eficaz ($A*C_D$). 75

Quadro 4.3. Descrição da influência da velocidade do ar (V_ar), na perda aerodinâmica (P_D*) e sua variabilidade (ΔP_D*) com vento constante, contrário e favorável. 75

Quadro 4.4. Frequência de distribuição com que a máxima velocidade horizontal é registada no ante-antepenúltimo passo (A-APU), ante-penúltimo passo (APU), penúltimo passo (PU) e último passo (U). 81

Quadro 4.5. Erro da CA para as diferentes categorias e variantes de CA. 81

Quadro 4.6. Distâncias onde se inicia o controlo visual, número de passos para a tábua de chamada e respectiva frequência de distribuição para homens e mulheres com 1/2 CA e CA_T 81

Quadro 4.7. Velocidade (m/s) dos sujeitos no decurso da CA, velocidade máxima (Vmáx), velocidade no ponto A (v_A), velocidade no ponto B (v_B) e a correcção efectuada (Diff)..... 82

Quadro 4.8. Tempos, velocidades e diferenças de velocidades médias (Diff) dos últimos 11-6 m e 6-1 m da tábua de chamada da CA. 82

Quadro 4.9. Correlação entre a velocidade máxima e o erro na tábua de chamada onde r representa o coeficiente de correlação linear (Pearson), η_y^2 o coeficiente de correlação global da associação de x=f(y) e η_x^2 o coeficiente de correlação global da associação de y=f(x). 83

Quadro 4.10. Velocidades horizontal (vx), vertical (vy) e resultante (vR) do CM nos instantes de recepção e saída da chamada com ½ CA e CA_T. 92

Quadro 4.11. Energia cinética perdida (vx, vr) e ganha (vy) durante a chamada com 1/2 CA e com CA completa..... 92

Quadro 4.12. Valores médios dos intervalos de tempo da componente vertical da força de reacção do solo, T1,T2,T3, T4 e T5, e anteroposterior, T1,T2,T3 e T4 para os ensaios efectuados com 1/2 CA. 104

Quadro 4.13. Valores médios para os picos das forças de reacção do solo vertical e anteroposterior para saltos efectuados com 1/2 CA. 104

Quadro 4.14. Valores médios para os impulsos verticais e anteroposteriores das diferentes áreas para os ensaios efectuados com 1/2 CA. 104

Quadro 4.15. Valores médios e desvios padrão dos ângulos do vector força de reacção do solo: médio (godo), inicial (Aent) e saída (Asaída); força média na entrada (FMα) e saída (FMβ) da chamada e tempo de apoio excêntrico (Texcen), concêntrico (Tconc) e total de apoio para os ensaios efectuados com 1/2 CA. 105

Quadro 4.16. Valores médios dos intervalos de tempo da força de reacção do solo vertical, T1,T2,T3, T4 e T5, e anteroposterior, T1,T2,T3 e T4 em ms para os ensaios efectuados com CA_T. 105

Quadro 4.17. Valores médios para os picos das forças de reacção do solo vertical e anteroposterior para saltos efectuados com CA_T. 106

Quadro 4.18. Valores médios para os impulsos verticais e anteroposteriores das diferentes áreas para os ensaios efectuados com CA_T. 106

Quadro 4.19. Valores médios para os diferentes ângulos, dinâmica da força (godo), do vector força na entrada (Aent) e saída (Asaída), força média na entrada e saída da chamada e tempo de apoio excêntrico (TExcen), concêntrico (TConc) e total de apoio para os ensaios efectuados com CA_T. 106

Quadro 4.20. Quadro representativo de autores que recorreram ao modelo massas molas para simular galopes corridas e saltos. 118

Quadro 5.1. Parâmetros de acoplamento das partes moles. Os parâmetros A_j são provenientes de Gruber *et al.*, (1998) e os restantes de Böhm (2001)..... 150

Quadro 5.2. Parâmetros das forças de contacto 151

Quadro 5.3. Limitações articulares durante a flexão e extensão das articulações do membro inferior. Os ângulos são medidos definindo-se como zero a posição erecta. 154

Quadro 5.4. Velocidade Máxima dos CE ($V_{máx}$) determinada, pela equação 5.19 através dos parâmetros Pa e L_{CEopt} e FTF. Os parâmetros F_{max}, Pa e L_{CEopt} foram obtidos de Winters (1990), foram posteriormente optimizados para ajustar os momentos articulares resultantes descritos no ponto 5.5. 192

Lista de Figuras

Figura 1.1. As distâncias oficial (D1) e efectiva (D2) do SC e respectivas distâncias parciais: distância de impulsão (L1), distância de voo (L2) e distância de queda (L3). 3

Figura 1.2. A distância oficial, como soma das distâncias de impulsão (L1), voo (L2) e queda (L3) Baseado em Hay (1981). 4

Figura 1.3. Factores que determinam a distância de queda (Hay *et al.*, 1986). 7

Figura 1.4. Divisão da distância oficial obtida no SC em partes de acordo com Ballreich e Bruggemann (1986). Adaptado de Mendonza (1989). 8

Figura 2.1. Relação entre velocidade de corrida e distância saltada. 18

Figura 2.2. Desvios padrão da distância frontal do pé relativamente a tábua de chamada (cm) vs fases de apoio (n) como elementos fundamentais da precisão da CA. No eixo das abcissas, na primeira parte (fase ascendente) observam-se os erros acumulados (Estratégia programada), e na segunda (descendente) a correcção dos erros (Controlo visual). 21

Figura 2.3. Representação dos últimos quatro passos da CA, respectivamente: ante-antepenúltimo (A-APU), antepenúltimo (APU), penúltimo (PU) e último (U) passos. 25

Figura 2.4. Variáveis de posição, i.e., (a) distância de recepção e (b) distância de impulsão..... 26

Figura 2.5. O momento angular resultante durante a chamada no CM do atleta. O momento está, (a) inicialmente orientado para a retaguarda como resultado do predomínio das forças verticais (b) para diante como resultado da actuação de ambas as componentes horizontal e vertical das forças de reacção do solo no mesmo sentido e (c) finalizando por breves momentos para a retaguarda como resultado das forças horizontais (adaptado de Hay, 1993). 34

Figura 2.6. Potência mecânica dos segmentos corporais do lado esquerdo (a) e direito (b) do corpo, durante uma chamada para o SC. (1-coxa, 2-perna, 3-pé, 4-antebraço, 5-braço) (adaptado de Bruggemann, 1994). 40

Figura 2.7. Representação das componentes vertical e anteror-posterior das forças de reacção do solo durante a chamada do S.C. 41

Figura 2.8. Trabalho predito para um ciclo do complexo músculo tendão (MTU), incluindo os elementos contrácteis (CE), elementos elásticos em série (SEE) e elementos elásticos em paralelo (PEE) (adaptado de Seyfarth *et al.*, 2000). 45

Figura 3.1. Ilustração do *set up* geral utilizado para a recolha dos dados cinemáticos e dinâmicos referentes a CA e chamada do SC. 55

Figura 3.2. Representação das curvas de força de reacção do solo (adaptado de Tiupa *et al.*, 1982). 64

Figura 3.3. Output dos dados relativos às componentes médio lateral (Fx), anteroposterior (Fy) e vertical (Fz) das forças de reacção do solo obtidas através do *Dinamteste*. 66

Figura 3.4. Representação da construção para o cálculo da incerteza angular 68

Figura 4.1. Curva de velocidade obtida através do radar *Stalker ATS* e respectivos pontos notáveis A, B e C. 78

Figura 4.2. Amplitudes (m) e frequências médias de passo (p/s) durante a ½ CA para os sujeitos femininos e masculinos 83

Figura 4.3. Amplitudes (m) e frequências médias de passo (p/s) ao longo da CA completa, para os sujeitos femininos e masculinos. 84

Figura 4.4. Curvas de velocidade da CA do sujeito Ca, com meia corrida (Ca01, Ca02 e Ca03) e com CA completa (Ca12, Ca13 e Ca14). 85

Figura 4.5. Curvas de velocidade da CA do sujeito Ne, com meia corrida, Ne01, Ne02, Ne03 e com corrida completa, Ne12, Ne13, Ne14. 85

Figura 4.6. Curvas de velocidade da CA do sujeito Sus, com meia corrida, Sus02, Sus03, e com corrida completa, Sus12 e Sus13. 86

Figura 4.7. Curvas de velocidade da CA do sujeito La, com meia corrida, La01, La02, e com corrida completa, La11, La12 e La13. 87

Figura 4.8. Curvas de velocidade da CA do sujeito Po, com meia corrida, Po02, Po05, Po06 e Po07. 88

Figura 4.9. Curvas de velocidade da CA do sujeito Yu, com 1/2 CAYu01 e Yu03, e com corrida completa, Yu11 e Yu13. 89

Figura 4.10.Curvas de velocidade do sujeito Jo, nos ensaios realizados com meia CA, Jo01, Jo02 e Jo03, e ensaios efectuados com corrida completa, Jo11, Jo12 e Jo13. 90

Figura 4.11. Representação gráfica da velocidade em função do erro e do erro em função da velocidade 91

Figura 4.12. Representação gráfica da reprodutibilidade e respectiva variabilidade de quatro casos por nós seleccionados da meia CA (1/2 CA) e Corrida completa (CA). 91

Figura 4.13. Output do "godograma" representativo do comportamento médio da força durante a chamada. 107

Figura 4.14. Evolução da força e do gradiente de força ao longo do tempo. 108

Figura 4.15. Modelo massa mola simples (adaptado de Farley *et al.*, 1993) 120

Figura 4.16. Componentes horizontal e vertical da força de reacção do solo simulada e real, obtidas através do modelo massa-mola simples (de notar que só é reproduzida a fase activa). 122

Figura 4.17. Componentes vertical e horizontal das forças de reacção do solo, real e simulada 125

Figura 4.18. Máximas distâncias teóricas em função da variação do ângulo e da rigidez 126

Figura 4.19. Representação da evolução temporal do momento angular e do momento de inércia para um salto de 7.67m utilizando a técnica tesoura, onde o erro de digitalização e o valor resultante para o momento angular foram respectivamente de 2.4% e 17.34 kg m^2 s^{-1} 133

Figura 4.20. Representação da evolução temporal do momento angular e o momento de inércia para um salto de 6.66 cm utilizando a técnica extensão com um erro médio de digitalização foi de 2%. 134

Figura 4.21. Representação da evolução temporal do momento angular e o momento de inércia para um salto de 7.37 m utilizando a técnica tesoura, com um erro médio de digitalização de 2%. 134

Figura 4.22. Representação da evolução temporal do momento angular e o momento de inércia para um salto de 7.18 m utilizando a técnica tesouras, onde o erro médio de digitalização foi de 2.4%. 135

Figura 4.23. Representação da evolução temporal do momento angular e o momento de inércia para um salto de 6.57 m utilizando a técnica extensão, onde o erro de digitalização foi de 2%. 135

Figura 4.24. Representação da evolução temporal do momento angular e o momento de inércia para um salto de 7.36 m utilizando a técnica tesouras, onde o erro de digitalização foi de 2.5%. 136

Figura 4.25. (a) variação do ângulo da cabeça em função do tempo calculado por diferenças finitas; (b) variação do ângulo do tronco e cabeça obtidos em função do tempo calculado por *splines*. 136

Figura 4.26. Comparação entre os dados obtidos através do Sistema Ariel e os mesmos dados tratados através de *Splines*, referentes a trajectória do CM do tronco no referencial do CM do Corpo: a)posições; (b) velocidades. 137

Figura 5.1. Representação da parte óssea dos membros inferiores. (a) vista lateral do membro inferior (b) tíbia e perónio e (c) fémur. Na perna o centro articular superior situa-se no espaço compreendido entre a tíbia, perónio e o fémur. Significa que o segmento na sua globalidade tem um comprimento maior que a sua parte rígida (ossos). 147

Figura 5.2. Comprimentos e braços dos momentos musculares versus ângulo articular. Os ângulos foram definidos como geométricos ou internos no plano sagital a partir da posição bípede (erecta). Para a articulação do tornozelo, consideramos 90º o ângulo formado entre a perna e o pé obtendo-se a máxima extensão aquando da abertura do pé e máxima flexão quando este fecha sobre a perna. Quanto a articulação do joelho, 180º correspondem a extensão total do MI promovendo-se a partir dessa posição uma flexão da perna sobre a coxa que atinge os 20º. Na articulação da anca 180º referem-se ao ângulo formado pelo tronco com a coxa. A partir dessa posição observa-se uma redução do ângulo quando a coxa flecte sobre o tronco. 153

Figura 5.3. Representação esquemática do método de Herzog e ter Keurs (1988) 156

Figura 5.4. Variação, em função da tensão, da rigidez tendinosa (Nmm^{-1}) do músculo gastrocnemius do canguru (Proske e Morgan, 1987). 163

Figura 5.5. Partes constituintes do músculo e tendão de um músculo penado. O tendão apresenta uma porção externa denominada de tendão e a outra interna denominada de aponevrose. A fibras musculares ligam-se às aponevroses e estão orientadas sob um ângulo α relativamente ao eixo de tracção do tendão (adaptado de Zajac, 1989). 164

Figura 5.6. Curva típica tensão deformação do tendão onde são observadas as três regiões típicas (adaptado de Herzog e Gál, 1999). 165

Figura 5.7. Propriedades do complexo-músculo tendão: (a) curva força alongamento; (b) Rigidez; (c) Elasticidade. 168

Figura 5.8. Representação da área de secção transversal do músculo e a posição relativa de 11 fibras duma unidade motora do músculo tibial anterior do gato. Estas fibras estavam situadas num único fascículo bem definido do músculo. As fibras não começam e terminam necessariamente no mesmo nível ao longo do eixo longitudinal do músculo. Note-se igualmente uma diminuição da CSA, em um ou ambos extremos de cada fibra. A B e C, realçam as mudanças no número e CSA das fibras ao longo do comprimento do músculo (Roy e Edgerton, 1992). 174

Figura 5.9. Componentes mecânicas do modelo do músculo. Componente contráctil (CE), elementos elásticos em série (SEE), passivo e activo e elementos elásticos em paralelo (PEE) (adaptado de Shorten, 1987). 176

Figura 5.10. Relação força comprimento isométrica do complexo músculo-tendão, onde a acção activa é representada pela linha contínua, e a acção dos elementos passivos pela linha descontínua (adaptado de Zajac, 1989) 178

Figura 5.11. Representação esquemática da relação força comprimento do sarcómero do 179

Figura 5.12. Representação da relação *FV* do músculo. Distinguem-se três regimes de funcionamento do músculo: excêntrico, durante o alongamento onde os níveis de força são superiores, isométrico, em F_0, ou seja, quando a curva intercepta o eixo da força e concêntrico durante o encurtamento muscular 183

Figura 5.13. Representação gráfica da relação *FV* de um músculo totalmente activado, quando as fibras estão no seu comprimento óptimo. O valor limite na produção de força é de 1.8 vezes a força máxima isométrica F_0^M (Zajac, 1989). 185

Figura 5.14. Afectação da curva FV (a) e potência-velocidade (b) em função da variação dos valores da força máxima isométrica (Macintosh e Holash, 2000). 189

Figura 5.15. Afectação da curva FV e potência-velocidade em função da variação dos valores da velocidade de encurtamento muscular (adaptado de Macintosh e Holash, 2000). 189

Figura 5.16. Afectação da curva FV e potência-velocidade em função da variação dos valores dos parâmetros $a.P_0^{-1}$ de encurtamento muscular (adaptado de Macintosh e Holash, 2000). 190

Figura 5.17. Propriedade Força-Comprimento-Velocidade para uma activação máxima 199

Figura 5.18. Dinâmica da contracção do tecido muscular. Resultado da excitação neural u(t) que promove a activação dos elementos contrácteis (act(t)), a dinâmica de contracção do complexo músculo-tendão estimula a formação das pontes transversas e consequentemente da produção da força muscular (Zajac, 1989). 205

Figura 5.19. Representação da curva *FV* para diferentes níveis de activação ($V_{CE}/V_{CEMáx}$). De notar que as diferenças só são evidentes na zona concêntrica da curva *FV*. 207

Figura 5.20. Exemplo da função de activação para um conjunto de 6 nós 209

Figura 5.21. Representação básica do algoritmo genético. 211

Figura 5.22. Relação força (F) – alongamento do tendão (L) do músculo *Gastrocnemius* do sujeito 1 215

Figura 5.23. Relação entre força muscular (F) e alongamento (L) do músculo *Gastrocnemius* do sujeito 2. A rigidez media foi de 49.8 N/mm 215

Figura 5.24. Rigidez média (N/mm) do músculo Gastrocnemius de todos os sujeitos ... 215

Figura 5.25. Representação da rigidez média (N/mm) do músculo *Rectus femoris* (RF) de todos os sujeitos. 216

Figura 5.26. Representação da rigidez média (N/mm) do músculo *Vastus medialis* (VM) de todos os sujeitos. 216

Figura 5.27. Output do modelo computacional do humanoide. Representação do membro inferior de apoio, pé, perna, coxa, e o trem superior, i.e., tronco com os actuadores músculo-tendinosos considerados, as respectivas massas oscilantes, articulações com os respectivos sensores e actuadores, restrições articulares e as condições iniciais. 229

Figura 5.28. Representação do pé de apoio e do seu contacto com o solo..... 230

Figura 5.29. Ilustração das massas oscilantes (*wobbling_mass*) da perna. 231

Figura 6.1. a. *Output* do Algoritmo Genético. Estão representados a evolução do simétrico da energia dos sujeitos ao longo do tempo em termos médios; a evolução dos sujeitos na 10ª geração; a evolução dos melhores indivíduos ao longo das N gerações (n=10) e, os valores da função objectivo para os vários indivíduos na última geração..... 238

Figura 6.2b. Output do Algoritmo Genético onde se destaca a evolução do simétrico da energia dos sujeitos ao longo do tempo em termos médios e a os valores da função objectivo para os indivíduos na última geração. ... 239

Figura 6.3. Representação da figura de corpos rígidos articulados em três instantes, durante o processo 240

Figura 6.4. Descrição da posição (y(cm)), velocidade (v(m/s) e aceleração (a_y(m/s)^2)da componente vertical do centro de massa no decurso da simulação de um salto. 240

Figura 6.5. Componentes vertical e horizontal das forças de reacção do solo obtidas por simulação, onde se destacam alguns picos "parasitas".**Erro! Marcador não definido.**

Figura 6.6. Comportamento do complexo músculo tendinoso (L_{MTU}), elementos elásticos em serie (L_{SEE}), elementos contrácteis (L_{CE}), respectivas activações e forças para um músculo monoarticular i.e., vastus e um músculo biarticular, rectus femoris durante a simulação de um salto.**Erro! Marcador não definic**

Figura 6.7. Potência (*Power*(W)) e energia (J) do músculo *rectus femoris* no decurso de um salto.....**Erro! Marcador não definido.**

Lista de Abreviaturas

L_{MTU}	comprimento do complexo músculo tendão
L_{CE}	comprimento dos elementos contrácteis
L_{PEE}	comprimento dos elementos elásticos em paralelo
L_{SEE}	comprimento dos elementos elásticos em série
l_0	distância simétrica de voo
1/2 CA	metade da corrida de aproximação
A^*C_D	área eficaz
A-APU	ante-antepenúltimo passo
ACSA	área de secção anatómica transversal
act(t)	estado de activação
af	assimptota da força
APU	antepenúltimo passo
CA	corrida de aproximação
CAE	ciclo de alongamento encurtamento muscular
CE	elementos contrácteis
CM	centro de massa
CSA	área de secção transversal do músculo
D_aero	distância teórica considerando os efeitos aerodinâmicos
D_efect	distância efectiva
D_teor	distância teórica simples sem considerar os efeitos aerodinâmicos
D_{IR}	distância de recepção mais impulsão
F_{CE}	força dos elementos contrácteis
FL	relação força comprimento
FLV	relação força comprimento velocidade
F_{max}	força máxima
F_{PEE}	força dos elementos elásticos em paralelo
F_{SEE}	força dos elementos elásticos em série
FV	relação força velocidade
Gn	músculo *gastrocnemius*
GA	Algoritmo Genético
$L_{(FB)}$	distância de queda para trás
$L_{(TD)}$	distância de recepção
$L1_{(EFF)}$	distância de impulsão

$L1_{(LOST)}$	distância de perda na chamada
L_{Ce}	comprimento de fibra
L_{Ceopt}	comprimento óptimo do CE
MFJ	instante máxima flexão do joelho
MI	membro inferior
MTU	complexo músculo tendão
MVC	contracção máxima voluntária
NASA	National Aeronautics and Space Administration
P, P_0	máxima força isométrica no comprimento óptimo do músculo
Pa	ângulo de inclinação das fibras musculares
PCSA	área de secção fisiológica transversal do músculo
P_D*	perdas devido a resistência do ar
PEE	elementos elásticos em paralelo
pot	potenciação, factor de ganho
PU	penúltimo passo
RF	músculo *rectus femoris*
SEE	elementos elásticos em série
sf	declive
slack-length	comprimento a partir do qual o elemento elástico em serie começa a desenvolverforça
SNC	sistema nervoso central
TD	instante de recepção
TO	instante de saída
U	último passo
VCE	velocidade de encurtamento dos elementos contrácteis
V_r	velocidade dos CE em função da V_{max}

Capítulo 1

1 Introdução geral

1.1 O movimento humano e a técnica: do caminhar ao correr e saltar

O movimento humano é caracterizado pela sua mutabilidade. O ser humano apresenta uma enorme capacidade de desenvolver diferentes formas de locomoção, como caminhar, nadar, saltar e correr entre outros movimentos que evidenciam uma fácil adaptação a distintas situações impostas pelo meio ambiente.

Contudo, se para a maioria dos movimentos diários o ser humano se mostra capaz de realizar tarefas motoras por vezes exigentes, o mesmo não acontece com a prática desportiva. De facto, as exigências motoras associadas particularmente à prática desportiva de rendimento, obrigam os atletas a procurarem níveis de execução técnica de tal forma elevados, que só com processos de treino rigorosos e sistemáticos se podem alcançar. Contudo, não deixa de ser surpreendente verificar a capacidade do ser humano para manipular e controlar o comportamento das diferentes variáveis cinemáticas e dinâmicas no decurso das suas actividades. Todavia, essas manipulações e controlo do comportamento motor que conduziram à melhoria das distintas formas de locomoção, confundem-se com a história da evolução do homem e são fruto de um processo de aprendizagem que decorreu ao longo de milhares de anos.

Assim, torna-se necessário, antes de mais, reflectir sobre a forma como o homem organiza os seus movimentos para realizar uma tarefa específica e atingir um dado objectivo.

O Atletismo, é uma das modalidades desportivas que mais se associa a movimentos básicos do homem, onde se manifesta a sua capacidade em superar-se, Recorrendo aos movimentos básicos como andar, correr, saltar e lançar. Considerando os aspectos atrás enunciados, é extraordinária a capacidade humana de imprimir alterações nas variáveis dinâmicas e cinemáticas tais como a força, amplitude e frequência de passo, tanto na transição do caminhar para a corrida, como desta para o salto.

O controlo dos movimentos realizado por um atleta de alto nível, quando executa um salto em comprimento (SC), não deixa ninguém indiferente pela beleza dos movimentos que o atleta exibe durante o mesmo. No entanto, apesar da aparente facilidade e beleza exibidas, a tarefa realizada apresenta uma elevada complexidade, de modo a obter a estrutura técnica óptima para esse sujeito. Deste modo, uma das dificuldades inerentes a este processo é justamente definir aquilo que consideramos óptimo, quando, como sabemos, o ser humano não prima pela uniformidade nas suas execuções. O nosso estudo terá como aspecto central a fase da chamada do SC. Esta é a fase mais critica para o resultado nesta disciplina sendo de entre todas as fases a que menos atenção recebeu por parte dos investigadores e pesquisadores. De acordo com Hay (1994) apesar se ter reunido uma diversidade de estudos e conhecimentos sobre as diferentes fases, técnicas e por consequência alteração das práticas de treino do SC pouco se sabe sobre a biomecânica da chamada, sendo nela que deverão ocorrer os mais importantes desenvolvimentos.

1.2 Considerações básicas sobre a técnica do Salto em Comprimento

Saltar é uma das habilidades básicas do homem, tendo surgido como meio de ultrapassar obstáculos nos primórdios da humanidade, evoluindo até aos dias de hoje para saltos acrobáticos de grande complexidade técnica, como é o caso dos que são característicos da Dança, da Ginástica Desportiva ou do Atletismo. Considerando a 2ª lei de Newton, o saltar com ou sem uma corrida de aproximação (CA), está dependente das forças que o indivíduo exerce sobre o solo até ao início da fase de voo. Estas forças podem ser agrupadas em forças internas e forças externas ou de reacção. Assim, as forças de reacção são aquelas que actuam sobre o corpo através das superfícies de contacto, e podem ser representadas num plano mediante duas componentes. A componente vertical será representada por um vector que forma um ângulo recto com a horizontal, que actua paralelamente a superfície de contacto, neste caso o solo (Hay, 1981), formará um ângulo recto com a vertical.

1.2.1 Fases e distâncias – subdivisões tradicionais

Ao surgirem as competições regulamentadas e codificadas, o saltar deu origem às diversas variantes de saltos em Atletismo, entre as quais o SC, que se pode

considerar como um dos eventos mais simples e mais próximos dos movimentos naturais do ser humano. No entanto, quando nos referimos à alta competição, revela-se como uma estrutura complexa em termos técnicos e motores.

Tal como outras disciplinas do Atletismo, o SC é subdividido em fases, sendo elas a CA, a chamada, o voo e a queda, divisão essa com motivações didáctico-pedagógicas e metodológicas, relacionadas com o treino desportivo e o próprio processo de ensino-aprendizagem.

Relativamente à distância obtida no SC, Hay (1973) refere duas formas distintas de medição: (a) distância oficial, que consiste na distância horizontal medida de acordo com as regras que regem a competição, ou seja, a distância horizontal desde a linha limite frontal da tábua de chamada, até à marca mais próxima dela deixada pelo atleta na areia, e (b) a distância efectiva, que mais não é do que a distância horizontal do salto medida desde a ponta do pé de chamada no instante de impulsão, até à marca mais próxima desta deixada na areia pelo atleta (Figura 1.1). A diferença entre estas duas formas de medição indica-nos a perda no resultado associada a deficiências de precisão na CA em relação a tábua de chamada.

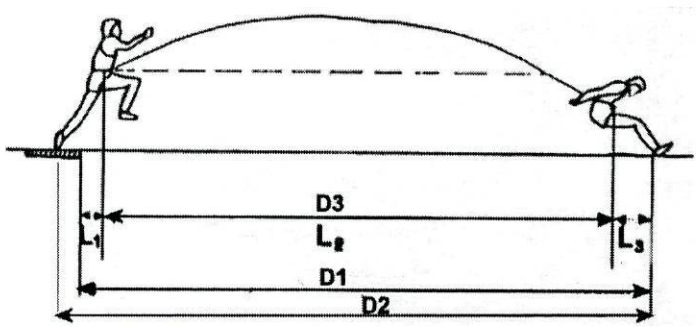


Figura 1.1. As distâncias oficial (D1) e efectiva (D2) do SC e respectivas distâncias parciais: distância de impulsão (L1), distância de voo (L2) e distância de queda (L3).

Existem outras possibilidades de medição da distância saltada, mas tratam-se de variantes da proposta de Hay (1973), tal como a distância total perdida, que consiste no somatório da distâncias perdidas por uma queda deficiente, pelos desvios laterais durante a execução do salto em relação ao eixo da corrida e a diferença entre a distância oficial e a distância efectiva (Arampatzis *et al.*, 1997). Estas distâncias podem ser as usadas para determinar o uso eficaz da capacidade

de salto e/ou precisão da corrida, dando-nos assim uma boa noção do nível qualitativo do salto.

Além destas propostas para a análise do salto, Hay (1981) propôs que a distância oficial obtida no SC fosse subdividida em três partes (Figura 1.2), que são: distância de impulsão, distância de voo e distância de queda. Por seu turno, Ballreich e Bruggemann (1986) subdividiram essa mesma distância em quatro partes: distância de impulsão, distância de voo, amplitude de queda e amplitude de posição de queda, que denominam de indicadores de rendimento (Figura 1.4). Cada uma destas distâncias, bem como a distância total, são fortemente afectadas pelas variáveis da chamada e da fase final da CA.

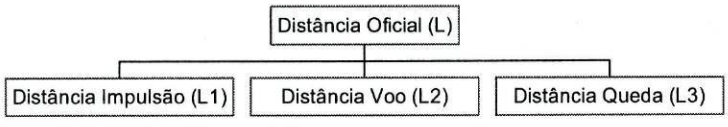


Figura 1.2. A distância oficial, como soma das distâncias de impulsão (L1), voo (L2) e queda (L3) Baseado em Hay (1981).

1.2.1.1 A distância de impulsão

A distância de impulsão (Figura1.1), consiste na distância horizontal entre a tábua de chamada e a projecção vertical do centro de massa (CM) no instante de impulsão. É influenciada pela massa corporal, raio de giração, altura do CM e o ângulo posicional do CM e a ponta do pé no instante de saída (Ballreich e Bruggemann, 1986). A distância de impulsão é, assim, dada por:

$$L1 = L1_{(EFF)} - L1_{(LOST)} \qquad (1.1)$$

onde $L1_{(EFF)}$ é a distância horizontal entre a projecção vertical do CM e o pé de chamada no instante de saída da chamada, também designada por distância efectiva de saída; $L1_{(LOST)}$ é a distância horizontal entre o dedo do pé de chamada, e a linha limite da tábua de chamada no instante de saída da chamada (distância de perda na chamada). Esta distância está associada à precisão da CA, tema que será desenvolvido mais adiante.

A distância efectiva de saída é determinada pelas posições horizontais do CM dos segmentos do atleta relativamente à ponta do pé de chamada no instante de saída:

$$L1_{(EFF)} = \sum m_i \left[x_{i(TO)} - x_{t(TD)} \right] \qquad (1.2)$$

onde m_i é uma fracção da massa de n segmentos do atleta, $x_{i(TO)}$ a coordenada do CM do atleta de n segmentos no instante de saída e $x_{t(TO)}$ é a coordenada x do dedo do pé de chamada no instante de saída. A perda na distância de saída é-nos dada por:

$$L1_{(LOST)} = x_b - x_{t(TO)}, \qquad (1.3)$$

em que Xb é a coordenada x da linha limite da tábua de chamada.
A posição do pé nesse instante é igual à soma de duas alterações arbitrárias seleccionadas na sua posição durante a CA:

$$x_{t(TO)} = \Delta x_{t(S,4L)} + \Delta x_{t(4L,TO)} \qquad (1.4)$$

onde $\Delta X_{t(S,4L)}$ representa a variação na coordenada x do dedo do pé de apoio entre o início da CA e a saída para o ante-antepenúltimo passo, e $\Delta X_{t(4L,\ TO)}$ é a alteração na coordenada x do pé de apoio entre a saída do ante-antepenúltimo passo e a saída na chamada.
Finalmente, a última destas mudanças é simplesmente igual à soma dos comprimentos dos últimos quatro passos:

$$\Delta X_t(4L, TO) = \sum_{j=0}^{4} SL_j \qquad (1.5)$$

onde SL_j representa a variação das distâncias do ante-antepenúltimo passo, até a chamada.

1.2.1.2 Distância de voo

A **distância de voo** (Figura 1.1), será a distância horizontal que o CM percorre enquanto o atleta está no ar (Hay, 1986). Bruggemann e Ballreich (1986) denominam-na como distância simétrica de voo, definindo-a como a distância entre o CM no instante de impulsão e o ponto à mesma altura, na fase descendente da trajectória de voo (Figura 1.4, b). Se a resistência do ar não for considerada, a amplitude, é directamente proporcional ao quadrado da velocidade de impulsão e inversamente proporcional à aceleração da gravidade.
A distância de voo do CM (L2) do atleta no SC é-nos dada por,

$$L2 = \left\{ \begin{array}{l} \left(V^{2}_{CM\ (TO)} \sin\ 2\theta_{CM\ (TO)} \right) / 2 + V_{CM\ (TO)} \cos\ \theta_{CM\ (TO)} \\ \times \left[V_{CM\ (TO)} \sin\ \theta^{2}_{CM\ (TO)} + 2gh_{(TO)} \right]^{1/2} \end{array} \right\} / g - R_A$$

(1.6)

onde $V_{CM(TO)}$ é a velocidade do CM e $\theta_{CM(TO)}$ o ângulo de saída, $h_{(TO)}$ é a altura do CM na saída relativamente à sua altura na recepção (altura relativa de chamada), e R_A é a perda no percurso devido a resistência do ar encontrada durante a fase de voo. Esta equação resulta da dinâmica de partículas e é, assim, o modelo mais simples. A maioria das análises cinemáticas baseia-se neste modelo.

A altura relativa de chamada é dada por,

$$h_{TO} = y_{CM(TO)} - y_{CM(TD)} \qquad (1.7)$$

onde $y_{CM\ (TO)}$ é a coordenada y do CM no instante de saída da chamada e o $Y_{CM\ (TD)}$ a coordenada y no instante em que o atleta entra em contacto com a areia na queda, as quais são determinadas pelas posições verticais do CM dos atletas nos dois instantes. A velocidade de saída $V_{CM(TO)}$ é igual a

$$V_{CM\ (TO)} = \left\{ \left[\dot{x}_{CM\ (TO)} \right]^2 + \left[\dot{y}_{CM\ (TO)} \right]^2 \right\}^{1/2} \qquad (1.8)$$

O ângulo de saída é determinado pela velocidade horizontal e vertical do CM no instante de saída.

$$\theta_{(TO)} = \arctan \left[\dot{y}_{CM(TO)} / \dot{x}_{CM(TO)} \right] \qquad (1.9)$$

A velocidade horizontal do CM do atleta na saída da chamada é igual à soma da sua velocidade horizontal no instante de saída para o ante-antepenúltimo passo afectada pelas mudanças na sua velocidade horizontal que ocorrem durante os últimos três passos da CA e durante a própria chamada.

$$\dot{x}_{CM(TO)} = \dot{x}_{(TO4L)} + \Delta \dot{x}_{CM(3L)} + \Delta \dot{x}_{CM(2L)} + \Delta \dot{x}_{CM(L)} + \Delta \dot{x}_{(TO)} \qquad (1.10)$$

A velocidade vertical no instante de saída é expressada de maneira semelhante.

$$\dot{y}_{CM(TO)} = \dot{y}_{(TO4L)} + \Delta \dot{y}_{CM(3L)} + \Delta \dot{y}_{CM(2L)} + \Delta \dot{y}_{CM(L)} + \Delta \dot{y}_{(TO)} \qquad (1.11)$$

A resistência encontrada durante a fase aérea é definida como

$$F_D = c_D * \rho * A * v^2 / 2 \qquad (1.12)$$

Onde F_D é a força de arrasto, C_D é o coeficiente de arrasto e ρ a densidade do ar, A é a área frontal do corpo do atleta e V a velocidade do corpo. C_D e A alteram-se ao longo do percurso de modo complexo.

1.2.1.3 Distância de queda

A distância de queda (Figura 1.3), para Hay (1981), consiste na distância horizontal entre o CM no instante em que o atleta toca a areia e as marcas na areia a partir das quais é medida a distância de salto:

$$L3 = L_{(TD)} - L_{(FB)} \qquad (1.13)$$

Onde o primeiro termo representa a distância de recepção e o segundo termo a distância de queda para trás.



Figura 1.3. Factores que determinam a distância de queda (Hay *et al.*, 1986).

Bruggemann e Ballreich (1986) definiram a distância de recepção como a distância entre a projecção vertical do CM no ramo descendente da trajectória de voo no momento que coincide com a altura do instante de impulsão e a projecção vertical do CM no instante de recepção - (c) na Figura 1.4. Esta distância é assim determinada pela velocidade de saída, bem como pela diferença da altura do CM na saída e na recepção . Existe ainda uma quarta distância apresentada por estes autores - (d) na Figura 1.4 - que é conhecida como distância de posição de recepção e definida pela distância horizontal entre a projecção vertical do CM sobre a superfície de recepção e os calcanhares no momento em que o atleta entra em contacto com a areia.

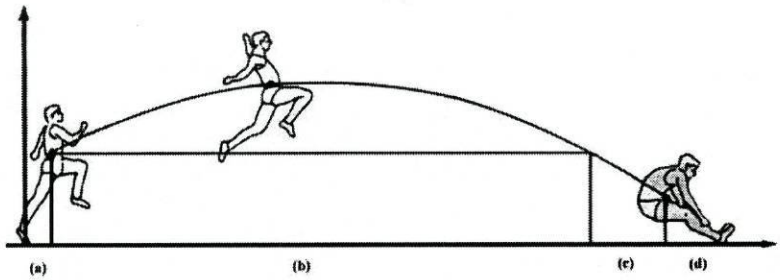


Figura 1.4. Divisão da distância oficial obtida no SC em partes de acordo com Ballreich e Bruggemann (1986). Adaptado de Mendonza (1989).

Um dado importante a ter em conta é que quanto menor for a altura de recepção , maior será a distância de recepção e ambas são determinados pela massa corporal, o raio de giração em torno do CM do corpo, a altura do CM do corpo e o ângulo de posição de cada um dos segmento corporais no instante de recepção . Contudo, os três primeiros parâmetros de influência são característicos da constituição corporal e, por isso, não são, pelo menos a curto prazo, passíveis de modificações consideráveis (Mendonza, 1986). O quarto parâmetro de influência (ângulo de posição de cada um dos segmentos corporais) é, em contrapartida, dependente do momento angular inicial e da modificação do ângulo das articulações durante o salto; ou seja, da modificação do momento de inércia global.

Neste processo de divisão do SC, apesar de Hay (1981) não utilizar as mesmas divisões que Brüggemann e Ballreich (1986), os autores parecem, contudo, concordar no que diz respeito ao facto destas distâncias terem uma dependência em relação as variáveis da CA e da chamada. Assim, a distância de impulsão espelha a precisão com que o atleta coloca o pé na tábua de chamada e a sua condição física e a distância de voo é regulada pela velocidade, ângulo, altura de impulsão e pela resistência do ar. Destas variáveis, a velocidade, nomeadamente no instante de saída da chamada, é das mais importantes. Depende da velocidade desenvolvida na CA e das perdas de velocidade observadas na chamada. Se tivermos em conta que o ângulo de saída é resultante das componentes horizontal e vertical da velocidade, quanto maior for a velocidade horizontal da CA menor será o ângulo de saída. De modo a se obter um bom compromisso entre estas componentes, os saltadores desenvolvem na fase final da CA velocidades equivalentes a 9,55 a 10,52 s aos 100 m e tempos de apoio na ordem de 0,11 a 0,13 s (Popov, 1969).

Por último, a distância de queda, deriva da posição do corpo do atleta quando ele toca a caixa de areia e dos movimentos realizados para não cair para trás.
Assim, os principais factores que influem na posição do corpo ao tocar o solo são: posição inicial do corpo (antes de perder contacto com o solo), o momento angular do corpo (rotação imprimida) durante a chamada e os movimentos realizados no ar para minimizar os efeitos dessa rotação e posicionar o corpo para uma boa recepção. Ainda segundo Hay (1981), o facto dos atletas se sentarem para trás, ou rodarem para a frente sobre os pés, resulta, principalmente, do valor e/ou direcção das forças de reacção do solo aquando da queda. Relativamente a este aspecto, parece-nos que o momento angular produzido na chamada pode ter uma grande influência.
De modo a determinar o factor mais importante para a obtenção de um bom salto, estudos efectuados permitiram concluir que as três distâncias, em termos percentuais, contribuem em cerca de 5.1, 90.0 e 4.9 %, respectivamente, para a distância saltada (Hay *et al.,* 1986), destacando-se assim a distância de voo como a mais determinante.

Capitulo 2

2 Estado actual da investigação no Salto em Comprimento

2.1 Tipos de investigação

O SC é uma das disciplinas técnicas do atletismo que recebeu uma atenção considerável da investigação (Bruggemann e Nixdorf 1990; Hay, 1994; Hay e Miller, 1985; Lukman, 1974; Lees, *et al.,* 1994, Ozolin, 1965). Essas investigações podem ser separadas em três categorias, que, por falta de melhor terminologia, podem ser agrupadas como: (a) experimental; (b) teórica e (c) simulação, estando nós, contudo, conscientes de que existem grandes sobreposições entre eles (Sorensen *et al.*, 1999). O objectivo da maior parte das pesquisas desenvolvidas pelas diferentes categorias, foi de tentar estabelecer relações entre vários parâmetros do salto e a distância saltada. A maioria dos trabalhos experimentais (Hay *et al.*, 1986 e 1987; Lees *et al.*, 1993 e 1994; Herzog, 1985; Tiupa *et al.*, 1982), tentaram tipicamente estabelecer essas relações através de medições dos atletas de elite em competições e em situações laboratoriais. Um pequeno grupo de estudos de natureza teórica (Ramey, 1974; Ward-Smith, 1986), tipicamente manipularam algumas equações mecânicas através de modelos simples para atingirem os mesmos objectivos. A aproximação à simulação e optimização, constitui o grupo mais pequeno (Alexander, 1990; Hatze, 1981; Ridka-Drdacka, 1986; Seyfarth *et al.*, 1999), fazendo recurso a modelos de sofisticação variada, através de simulações em computador e/ou, em alguns casos, optimizações.

2.1.1 Escolas e linhas de investigação

Uma observação da literatura especializada no referente à investigação científica, no SC, chama a nossa atenção para a vanguarda de um determinado grupo de nações, as quais constituíram escolas de grande tradição e sucesso, cada uma com características muito próprias do ponto de vista da investigação associadas à necessidade de acompanhar o grande sucesso obtido por atletas de alto nível dos seus países. São elas a escola europeia, com a Alemanha em destaque, a Soviética/Russa e a Americana (Quadro1.1).

Em termos de linhas de investigação, observamos que foi desenvolvido um grande esforço no sentido de perceber os aspectos cinemáticos de forma sistematizada nos anos 50, estudos esses que se prolongaram até aos anos 90. O americano James Hay (1973, 1986, 1993) será provavelmente um dos maiores percursores desta área.

Quadro 2.1. Escolas e investigadores que se destacaram no estudo do Salto em Comprimento

Escolas	Europeia	Americana	Sovietica/Russa
Investigadores	Kollath (1980)	Hay (1973,1986,1993)	Diatchkov (1951,1953)
	Ballreich(1973, 1986)		Popov (1971, 1983)
	Nixdorf (1983)		Tiupa (1982, 1985)
	Bruggemann (1990, 1995)		Ter-Ovanesian (1966)

Contudo, a componente dinâmica não foi sujeita a tantos estudos, apesar de, já em 1891, Majey ter utilizado plataformas de força para estudar diversos modos de locomoção humana, entre as quais o SC. Provavelmente, a escola de saltos soviética primeiro e, posteriormente, a alemã, foram as que mais recorreram as plataformas de força de um modo sistematizado, tanto em situação de treino, como de investigação a partir dos anos 60-70. Todavia, foi a partir dos anos 90 que maior atenção foi dedicada a esta componente. Os aspectos energéticos são outra questão de interesse, especialmente a partir dos anos 70. Esta é uma linha muito actual, destacando-se no seu estudo, talvez, os investigadores alemães. A modelação e simulação na procura de técnicas ideais é outra área que tem acompanhado a investigação desde os seus primórdios, conhecendo novos desenvolvimentos na actualidade (Seyfarth *et al.*, 1999; 2000).

Uma das áreas de maior dificuldade de estudo e interesse da Biomecânica talvez seja Biomecânica interna, particularmente no que diz respeito ao funcionamento do músculo. A literatura está recheada de estudos relativos às propriedades mecânicas dos complexos músculo-tendinosos, mas com muito pouca transferência para eventos competitivos, no sentido de se encontrar técnicas optimizadas. Esses estudos foram realizados em condições *in vitro* ou em cadáveres ou animais, cujas propriedades diferem notavelmente das condições *in vivo,* nomeadamente nos aspectos de dinâmica impulsiva. Deste modo, recorre-se actualmente à ultrasonografia, para a determinação dessas propriedades *in vivo,* isometricamente (Fukashiro *et al.,* 1995; Fukunaga *et al.,* 1997; Ichinose *et al.,*

1997; Ito *et al.*, 1998, Böhm, 2001) e a partir delas tentar estabelecer modelos realistas que permitem intervir na actividade desportiva.

2.1.2 Cinemática

O estado actual da investigação cinemática nesta disciplina, apresenta um quadro em que um grande número de questões foram solucionadas, nomeadamente as relacionadas com os factores e variáveis determinantes para o resultado (Hay e Miller, 1985; Tiupa *et al.,* 1982), identificação dos aspectos limitadores do rendimento nas diferentes fases (Hay e Miller, 1985; Hay e Nohara, 1990) e a sua importância hierárquica (Hay, 1990). Também foram esclarecidas algumas questões importantes para treinadores e atletas de todos os níveis de rendimento, relacionadas com o processo de preparação técnica e condicional desta disciplina (Tiupa *et al.,* 1982; Zotko, 2000). De notar que, de uma forma geral, estes estudos estão enquadrados na categoria experimental.

A fase da CA, que durante muito tempo tinha sido relegada para uma posição secundária foi exaustivamente estudada a partir dos anos 50 e 60 por diversos autores (Diatchkov, 1951, 1953; Popov, 1971; Hay, 1971, 1985; Tiupa *et al.*, 1982 e Schmolinsky, 1983). Igualmente foram abordadas as fases de voo e queda, embora num menor número de estudos. Porém, a chamada ficou relegada para uma posição secundária, não tendo sido alvo de grandes pesquisas; julgamos que devido à enorme complexidade das acções mecânicas que ocorrem nesta fase e à dificuldade da sua avaliação Dos diversos problemas solucionados, ou esclarecidos, destacamos os seguintes:

- Caracterização e identificação dos objectivos e tarefas da CA (Hay *et al.*, 1986, 1993);
- O conflito entre a velocidade obtida na CA vs precisão na tábua (Hay, 1988; Lee *et al.,* 1982; Robinson, 1990);
- O ponto onde deve ser atingida a máxima velocidade (Hay *et al.,* 1985; Hay, 1993);
- A identificação e caracterização da técnica na subfase entre o final da CA e a Chamada e a sua relação com o resultado (Hay, 1990; Nixdorf e Brüggemann, 1983);
- A amplitude de passo como um indicador do resultado (Popov, 1971);

- O problema da necessidade ou não de um abaixamento do CM no final da CA (Diatchkov, 1950; Hay *et al.*, 1987; Ridka-Drdracka, 1986; Nixdorf e Brüggemann, 1983);
- A programação e controlo visual da CA (Hay, 1988; Lee *et al.*, 1982; Robinson, 1990);
- Requisitos globais para o êxito no SC (Hay, 1994);
- Produção do momento angular (CA e Chamada) (Dyson, 1963; Hinrichs, 1989);
- Relação entre as diferentes técnicas e o momento angular (Bedi e Cooper, 1977; Herzog, 1985; Ramey, 1973).
- Posição óptima de queda (Mendonza, 1989);

Contudo, diversas questões ficam por esclarecer:

- Quais os mecanismos de controlo e regulação associados ao acerto do último passo da CA;
- Estudo das acções mecânicas que ocorrem na fase da chamada;
- Qual a dinâmica interna das relações musculares e tendinosas durante acções dinâmicas;
- Desenvolvimento de modelos para orientar o processo de treino com vista a obtenção de técnicas óptimas de salto;
- Qual o contributo músculo-tendinoso e intersegmentar para uma dada distância ou técnica.

Os aspectos atrás apresentados reflectem, em termos gerais, o estado em que se encontra a investigação nesta disciplina. Importa ainda salientar que, de uma forma geral, os estudos realizados até à data centraram-se na Biomecânica externa, existindo uma notável ausência de trabalhos sobre os aspectos relacionados com a Biomecânica interna, ou seja, sobre o contributo das propriedades do sistema músculo esquelético para um dado resultado. Esta ausência de trabalhos na área da biomecânica interna pode ser principalmente explicada pelas dificuldades associadas ao desenvolvimento de novos meios e técnicas i.e. tecnologias, que permitam a sua abordagem. Essas questões serão posteriormente objecto de uma análise mais pormenorizada.

2.1.3 Dinâmica e energética

Como acima foi referido, no estudo do SC, a dinamometria é uma das áreas que mereceu pouca atenção dos investigadores, comparativamente à cinemetria. É particularmente da parte de investigadores russos que encontramos estudos abrangentes, envolvendo grandes amostras de atletas de diferentes níveis, com a preocupação centrada, fundamentalmente, nos aspectos dinamométricos desta disciplina (Tiupa *et al.,* 1982). Esses estudos incidiram na fase da chamada, a mais crítica de todo o SC (Dyson, 1967; Tellez, 1980, Michailov, 1981; Bruggemann e Nixdorf, 1982), e tiveram a particularidade de combinar aspectos dinâmicos, cinemáticos e energéticos. Através destes estudos foram efectuadas caracterizações dinâmicas individualizadas da chamada, que permitiram, posteriormente, uma intervenção do treinador na tentativa de melhorar o resultado. Contudo, esta abordagem não deixa de ser de natureza externa, sendo esta uma das suas principais características.

A perspectiva energética (energia do sistema mecânico) apesar de também nos proporcionar uma visão macroscópica da realidade, embora de outro prisma, elucida-nos igualmente sobre a eficiência de um dado movimento.

Desenvolvimentos actuais vão no sentido de recorrer a uma abordagem energética interna. Esta linha está centrada na transferência intersegmentar de energia durante as acções motoras, nomeadamente na chamada dos saltos (Brüggemann, 1995).

2.1.4 Técnica óptima de salto

Definir critérios para identificar uma técnica óptima no SC é uma tarefa difícil, pela diversidade e complexidade das variáveis em presença. Por outro lado, a forma como são definidos os critérios para a selecção de uma dada técnica não são claros. Na literatura não abundam textos que nos elucidem sobre esta matéria. Admitimos como plausível, que estes critérios possam estar associados a factores antropométricos, ou à observação da técnica utilizada por um dado atleta de elite, ou ainda a uma avaliação subjectiva do desempenho do atleta, sendo a mesma determinada por tentativa erro e durante o processo de treino. Essas escolhas e avaliações centram-se geralmente em aspectos externos o que conduz provavelmente a muitos erros de avaliação. Na nossa opinião, tanto a avaliação como a selecção da técnica adequada para um dado sujeito deverá ter em conta

os aspectos internos, como as propriedades mecânicas dos complexos musculares, já que elas constituem o motor primário de qualquer acção motora.

2.2 Desenvolvimento dos aspectos cinemáticos

2.2.1 Pré-requisitos para o êxito no SC

A literatura está recheada de estudos relativos à técnica do SC, mas muito poucos tentaram identificar os factores causais que determinam o sucesso ao mais elevado nível de prestação. Ante esta situação pergunta-se, quais são os pré-requisitos que determinam o êxito no SC?
São entre outros (Hay *et al.*, 1986): (a) uma CA que conduza o atleta para a tábua de chamada com a maior velocidade horizontal possível e que lhe permita colocar-se adequadamente para realizar a chamada, (b) uma chamada na qual seja produzida a máxima velocidade vertical com a menor perda de velocidade horizontal, (c) um voo que permita ao atleta controlar o momento angular gerado na chamada e posicionar-se para realizar uma queda óptima, e (d) uma queda na qual o atleta passe para diante da marca onde colocou os pés ao contactar a areia, sem diminuir a distância de salto. Estes pré-requisitos estão relacionados com cada uma das fases, e serão estudados em pormenor ao longo deste trabalho.

2.2.2 A Corrida de Aproximação

2.2.2.1 Objectivos

Quando analisámos uma disciplina atlética, a primeira tarefa a ter em conta será a identificação das características específicas da respectiva técnica. Segundo Ter-Ovanesian (1966), quando analisamos o SC, observamos que a CA difere da corrida de velocidade (sprint) nos seguintes aspectos:

- A elevação do joelho à frente na fase de balanço anterior é normalmente mais marcada;
- A subsequente extensão da articulação do joelho e à extensão plantar do pé parecem estar de acordo com a filosofia soviética, assemelhando-se a um "deslizamento dos pés nos chinelos";

- Durante a última fase da corrida, muitos saltadores tentam uniformizar as suas passadas.

Deste modo os objectivos da CA no SC são o de conduzir o atleta até à tábua de chamada, (a) com a máxima velocidade que possa controlar, (b) de forma a colocar a zona limite frontal do pé de chamada o mais próximo possível da linha de validade do salto, e (c) com o corpo numa posição em que se verifique uma grande velocidade vertical com a menor perda de velocidade horizontal durante a chamada (Hay, 1988). Outros autores são mais sintéticos e consideram que o seu objectivo é atingir o máximo valor da componente horizontal da velocidade do CM (Diachkov, 1953; Kollath, 1982; Ter-Ovanesian, 1978).

2.2.2.2 Velocidade

Como já referimos, a distância oficial e efectiva alcançadas no SC dependem da velocidade que o atleta alcança durante a fase que antecede a chamada para o salto, concluindo-se que quanta maior velocidade possuir, mais longo será o salto (Hay, 1981). No entanto, devido à diversidade de métodos usados para medir a velocidade, bem como às diferentes medições referentes à velocidade de corrida e nível dos atletas, verifica-se alguma contradição nas correlações obtidas por alguns estudos (Luhtanen e Komi, 1979; Popov, 1983; Hay e Miller, 1985). Na literatura, essas correlações vão desde insignificantes (Luhtanen e Komi, 1979), a altamente significativas. No modelo simples da dinâmica de partículas, a velocidade é fundamental para a distância alcançada (eq. 6), pelo que sempre se supõe uma elevada correlação entre estes dois factores. Diversos estudos apresentam correlações que variam entre 0,7 e 0,9, desta variável com a distância oficial ou efectiva (Hay et al., 1986; Hay e Nohara, 1990; Nixdorf e Bruggemann, 1990; Seluianov e Maximov, 1978). Zotko (1991) reforça esta ideia ao afirmar que uma das tendências da evolução dos saltos no mundo, é o papel que desempenha o factor velocidade em todos os tipos de saltos. Popov (1971) e Karas *et al.*, (1983) indicaram que um aumento da velocidade da CA em 0.1m/s foi seguido de um aumento da distância de salto entre 0.8 e 0.12 cm.

Uma aproximação muito prática sobre a relação entre a velocidade de aproximação média (durante os últimos metros da CA) e o comprimento do salto foi obtida por Susanka *et al.*, (1986). Estes autores ponderaram a importância da velocidade da CA relativamente a outras capacidades como a força na chamada,

tendo concluído existirem formas de dominância de uma ou outra capacidade. Com base em medições efectuadas em competições entre 1979 e 1984, estes investigadores estabeleceram zonas limite de dominância (A, B, C) dos atletas através de rectas de regressão (Figura 2.1). É, contudo, necessário ter em conta que a distância considerada era a distância efectiva. Nos gráficos, obtidos distinguem-se: (i) a zona A que representa os saltos onde se obtiveram distâncias superiores às preditas pela velocidade, i.e. saltos com predomínio da força sobre a velocidade; (ii) a zona B onde se localizam os saltos em que a força e a velocidade contribuem de forma equilibrada para o resultado; e (iii) a zona C, saltos com predomínio da velocidade sobre a força

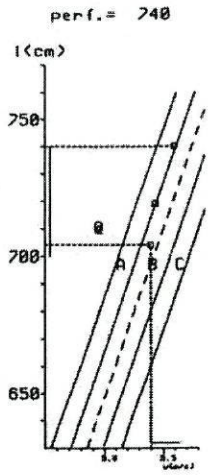


Figura 2.1. Relação entre velocidade de corrida e distância saltada.

Sobre a importância da velocidade nos saltos, Lukin (1949) apresentou dados referentes a um estudo realizado com uma amostra constituída por 1956 homens e 1244 mulheres, saltadores, agrupados em função das distâncias saltadas. Os valores obtidos nas correlações entre a velocidade de corrida e as distâncias saltadas, permitiram concluir que, "a velocidade de corrida é um factor muito importante na fase de iniciação" e também que "a importância deste factor diminui com a melhoria dos resultados". Justifica o autor que, como a força e outras aptidões aumentam, a técnica indispensável para traduzir essas novas competências em resultado será mais importante do que a velocidade de corrida. Os resultados obtidos por Lukin foram corroborados por Karas *et al.*, (1983). Para o treinador, isto significa que, apesar da velocidade da CA ser um factor crucial, as

diferenças nos resultados de um grupo qualificado e homogéneo de saltadores pode ser explicado pelas variações na técnica.

2.2.2.3 Comprimento da Corrida de Aproximação

À medida que as *performances* aumentam, a velocidade da CA dos melhores saltadores mundiais também aumenta, assim como o número de passos. Popov (1983) determinou o comprimento da CA necessário por atletas masculinos para obterem uma velocidade óptima de corrida com base nos tempos obtidos aos 30 m e 100 m. Os seus resultados estão sumariados no quadro seguinte (Quadro 2.2).

Considerando os objectivos definidos por Hay (1988), o comprimento da CA estará condicionada pela percentagem da velocidade máxima que o sujeito é capaz de controlar durante a chamada e pela capacidade de manter um padrão de passada inalterável de um ensaio para outro.

Quadro 2.2. Comprimento da CA (n.º de passos) em função dos tempos (s) registados aos 30 e 100m (Popov, 1983).

Tempo (s) 30 m	Tempo (s) 100 m	Comprimento da CA (Nº passos)
4.7	13.0	12
4.5	12.5	14
4.3	12.0	16
4.1	11.5	18
3.9	10.9	20
3.7	10.4	22

Outros estudos (Henry, 1952), mostram que, se um atleta fosse capaz de controlar a sua velocidade máxima de corrida, deveria dispor de uma CA de 45,72 a 54,86 m (o necessário para atingir a velocidade máxima). Se verificasse um controlo de 95%, da velocidade máxima utilizaria uma CA de 20,11 m. Contudo, estas regressões foram obtidas sobre tempos dos testes partindo de blocos. No SC os sujeitos não partem de blocos, a velocidade aumenta progressivamente, verifica-se uma pré-preparação para o salto, pelo que dever-se-á adicionar aos valores teóricos 6,1 a 9,14m (Hay, 1981). Zotko (1991) afirma que a maioria dos saltadores em comprimento utilizam cerca de 20-22 passadas, não atingindo mais de 89 - 94% da sua velocidade máxima, salientando ainda que quando um atleta alcança valores na ordem de 94% da sua velocidade máxima possui um nível técnico excelente. A avaliação deste nível técnico, pode ser efectuada através das

clássicas diferenças de velocidades registadas entre os últimos 11-6 m e 6-1 m de CA (CA) as quais não devem ser, em módulo, superiores a 0,15 m/s.

2.2.2.4 Ponto onde se atinge a máxima velocidade

A questão relativa ao ponto da CA onde se atinge a velocidade máxima da CA levantada por Zotko (1991) é frequentemente discutida na literatura. Durante muito tempo persistiu a ideia de que o saltador devia atingir a sua máxima velocidade horizontal decorridos 4 ou 5 passos de corrida, estabilizando-a dai até ao final da CA, sem evidenciar perdas de velocidade enquanto se preparava a chamada (Hay, 1993). Sabe-se agora que os atletas não fazem isso e, provavelmente, nunca o fizeram. Numa análise detalhada dos melhores saltos realizados pelos finalistas do SC em alguns dos campeonatos internacionais mais importantes (Quadro 2.3), observa-se que o maior valor da velocidade horizontal é obtida na saída para o penúltimo passo em mais de metade dos casos; e que em mais de metade dos restantes casos é atingida na saída para o antepenúltimo passo (Hay, 1993). É ainda possível observar que há pouca diferença entre as distâncias médias de salto, obtidas pelos sujeitos desses dois grupos, com pequena vantagem para o grupo cuja maior velocidade horizontal é obtida no penúltimo passo, tanto no caso dos homens como das mulheres.

Quadro 2.3. Frequência com que a máxima velocidade horizontal é registada nos últimos quatro passos da CA (Hay, 1993). Último (U), penúltimo (PU), antepenúltimo (APU) e ante-antepenúltimo passo (A-APU).

Amostra		A-APU	APU	PU	U
Homens	28	4.3	5.6	16.6	1.3
Mulheres	28	4.0	8.6	13.5	1.8
Total	56	8.3	14.2	30.1	3.1
		(15%)	(26%)	(54%)	(6%)

Resultados idênticos foram obtidos noutros estudos (Hay e Miller, 1985; Hay et al., 1986, 1987). Estes autores referem que a generalidade dos atletas de alto nível apresentam níveis idênticos de velocidade horizontal, diferindo fundamentalmente no ponto onde atingem a velocidade máxima (Hay, 1993; Hay e Miller, 1985; Hay *et al.*, 1986; 1987). Além disso, ressalta que no ante-ante penúltimo apoio os valores da velocidade horizontal estão muito próximos do seu máximo. A partir deste instante, alguns diminuem progressivamente essa velocidade até à

chamada e outros aumentam-na ligeiramente, atingindo o pico no antepenúltimo ou penúltimo passo, para depois diminuírem. Estes comportamentos estarão provavelmente relacionados com o facto de, (a) terem usado CA muito longas e não serem capazes de manter essa velocidade na fase final da corrida, (b) ter sido alcançada uma velocidade superior à permitida pela capacidade de controlo do saltador.

2.2.2.5 Estratégias de ajustamento da Corrida de Aproximação

Recordando a importância de efectuar a chamada o mais perto possível da linha limite frontal da tábua de chamada, a questão da precisão da CA condiciona o sucesso ou insucesso de um ensaio numa competição ou a carreira de um dado atleta.
Assim, relativamente à precisão da CA, parece que contrariamente ao que se julgava, os saltadores ajustam a sua CA para colocar o pé na tábua de chamada. Os trabalhos realizados com saltadores de elite e alunos do ensino secundário confirmaram-no (Berg, 1991; Hay, 1988; Hay e Koh, 1988; Lee *et al.*, 1982; Robinson, 1990). Deste modo, o atleta usa aquilo que é conhecido como "Estratégia Programada", na primeira parte da CA e então muda para a "Estratégia do Controlo Visual" para se guiar até a tábua de chamada (Figura 2.2).

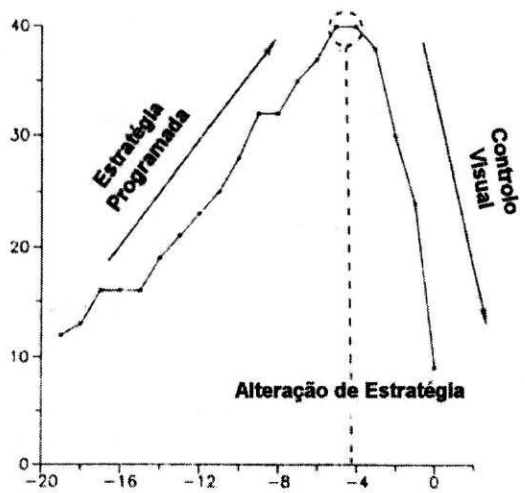


Figura 2.2. Desvios padrão da distância frontal do pé relativamente a tábua de chamada (cm) vs fases de apoio (n) como elementos fundamentais da precisão da CA. No eixo das abcissas, na primeira parte (fase ascendente) observam-se os erros acumulados (Estratégia programada), e na segunda (descendente) a correcção dos erros (Controlo visual).

Essa estratégia é também utilizada por triplo saltadores (Hay e Koh, 1988), saltadores à vara (Hay, 1988; McGinnis, 1989), bem como provavelmente também por saltadores em altura, barreiristas, e lançadores de dardo - todos aqueles que necessitam de um ponto de chamada ou de libertação de um engenho precedido de uma CA.

Lee *et al.,* (1982) procuraram determinar a dimensão da CA que era estereotipada (programada) e em que ponto os atletas passavam a recorrer ao controlo visual. Verificaram que essa mudança de estratégia ocorria a poucos metros da tábua de chamada. Contudo, o estudo em causa tem como limitação o facto de ter sido realizado sobre uma amostra reduzida, todos do mesmo sexo e homogéneos relativamente à habilidade de saltar, o que limita que seja generalizado para outros grupos de saltadores.

Perante as limitações acima apresentadas, Hay *et al.,* (1988) e Hay (1988), procuraram compreender até que ponto essa combinação de estratégia poderia ser comum a todos os saltadores. No primeiro desses estudos foram determinadas as distâncias horizontais do dedo do pé de apoio à linha frontal de validade na tábua de chamada dos últimos quatro passos, incluindo a chamada para o salto (*Toe-Board-Distance*-TBD).

Lees et al. (1982) sugeriram que qualquer redução sistemática da variabilidade da CA, é sinónimo de que o atleta alterou a corrida programada para uma estratégia de regulação visual, para guiar-se de forma a colocar correctamente o pé de chamada na tábua. Utilizando este método, Hay (1988) estudou em que ponto ocorreu a mudança de estratégia e conclui que o ponto onde os atletas de elite recorrem a regulação visual estaria situado nos quatro últimos passos, ou numa distância ligeiramente superior. Além disto, parece não haver diferença entre homens e mulheres relativamente ao ponto onde recorrem à regulação visual. Deste modo, e em relação ao objectivo central do trabalho, Hay (1988) confirmou as conclusões de Lee *et al.*, (1982), de que os atletas recorrem a estratégia de controlo visual apenas nos últimos passos da CA.

Contudo, nem todas as preocupações ficaram aqui resolvidas, motivando um segundo estudo com os objectivos de: (a) determinar o ponto da CA em que os atletas de elite recorrem ao controlo visual, e (b) se esse ponto é ou não resultado dos erros acumulados durante a fase programada da CA.

Os resultados deste estudo mostraram claramente que os atletas adoptam o controlo visual antes do quarto passo e a média das médias tem o valor 10,71 m.

Pela análise das frequências de distribuição, o autor verificou que as atletas do sexo feminino parecem ter uma maior uniformidade no passo onde procedem à estratégia da regulação visual. No mesmo estudo identifica-se que um maior erro acumulado faz aumentar a distância de controlo visual.

Em função dos resultados obtidos, é necessário considerar as seguintes tarefas, para que uma corrida seja rápida e precisa:

(a) ajustar a posição da marca de saída considerando as condições ambientais, competitivas e alterações na condição física devido ao aquecimento e ou à fadiga;
(b) realizar a parte programada da CA com o menor erro acumulado na posição de cada apoio relativamente a tábua de chamada;
(c) usar o controlo visual para ajustar o comprimento dos passos finais da CA.

O máximo desvio padrão relativamente à tábua de chamada de um dado atleta, recolhida em diversos ensaios, pode ser considerado como uma medida da sua habilidade para cumprir com os dois primeiros pontos acima apresentados. Se o máximo desvio padrão é relativamente pequeno, o atleta está acima da média para cumprir uma ou ambas as tarefas; se é relativamente grande, ele/a estará abaixo da média nesse aspecto particular.

Os dados sugerem que um desvio padrão máximo de 0.20 m, ou inferior, é muito bom para os atletas de elite, enquanto que igual ou superior a 0.25m é fraco (Hay, 1988).

Estes resultados direccionam a nossa atenção para a utilização das marcas de controlo em situação de treino e competição, cujo modo de utilização não é muito consensual.

2.2.2.6 Marcas de controlo

Marcas de controlo são marcas colocadas a uma certa distância da tábua de chamada, através das quais se pode julgar a precisão da CA sem se confundir com a influência dos ajustamentos que o atleta possa efectuar na fase final da CA. Há muito que técnicos experimentados no sector dos saltos recomendam a utilização de marcas de controlo, colocadas ao longo do corredor de saltos com o objectivo de ajudar o atleta no controlo da precisão da sua CA (Doherty, 1963; Hansen, 1947; Schmolinsky, 1983; Webster, 1925). O seu uso é também defendido por Doolittle (1982), Henson (1986), Teel (1981) e Tellez (1980).

Os resultados dos mais TDentes estudos de Hay (1988), sugerem que deveriam ser adicionados 1 a 2 passos à marca de "4 passos antes da tábua" recomendados pela literatura (Doolittle, 1982; Henson, 1986; Teel, 1981; Tellez, 1980), já que o máximo desvio padrão foi obtido antes do 5º passo, tanto para atletas femininos como masculinos.

2.2.3 Ligação corrida salto - fase de preparação para o salto

Relativamente à CA, a subfase mais importante é a transição corrida chamada, onde se verifica uma verticalização do tronco e um abaixamento do CM, numa clara preparação para a chamada. Estas alterações influenciam o ritmo dos passos (frequência) e a sua amplitude. Deveremos, assim, ter em conta as seguintes tarefas a realizar na fase final da CA:

(a) ajustar o comprimento dos últimos passos para corrigir os erros acumulados previamente na CA (Lee et al. 1982; Hay ,1988);
(b) ajustar a posição do corpo em preparação para a chamada (Nixdorf e Bruggeman, 1983);
(c) tentar aumentar a velocidade para chegar à tábua com a máxima velocidade que se possa controlar durante a chamada (Hay, 1986).

Sabe-se muito pouco sobre os ajustamentos feitos à posição do corpo que melhor respondem ao duplo objectivo: (i) uma posição favorável do corpo no instante de recepção para a chamada que resulte numa grande velocidade vertical e (ii) uma máxima velocidade horizontal controlada nesse instante.

2.2.3.1 Amplitude e ritmo

O padrão da amplitude de passo é outra questão muito discutida na literatura, mas que se revelou como um fraco indicador de sucesso no SC. Popov (1971), afirma que a amplitude de passo varia em função do membro inferior (MI) de impulsão ser o de chamada ou não, o que de certa maneira é contestado na pesquisa conduzidas por Hay *et al.*, (1986).

Estes autores verificaram uma grande variabilidade no comportamento desta variável nos sujeitos do seu estudo. A amostra deste estudo revelou um aumento da amplitude de passo do 4º para o terceiro e deste para o segundo passo, seguida de um decréscimo para a chamada (Figura 2.3). Confirmou-se, no entanto, o argumento de que o último passo é, em média, aproximadamente 70

cm menor do que o penúltimo (Ballreich and Ernest, 1980; Laliashvili e Ozolin, 1965; Nigg, 1974; Popov, 1971; Tolloczko, 1982).

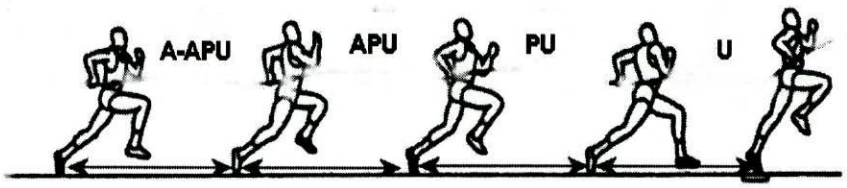


Figura 2.3. Representação dos últimos quatro passos da CA, respectivamente: ante-antepenúltimo (A-APU), antepenúltimo (APU), penúltimo (PU) e último (U) passos.

2.2.3.2 Variação da altura do Centro de Massa

Nixdorf e Bruggeman (1983) analisaram os resultados de cinco especialistas do SC e registaram as seguintes alterações na altura do CM desses atletas durante os últimos três passos:

a) um pequeno abaixamento do CM da saída do terceiro passo para a recepção seguinte;
b) continuação do abaixamento durante a fase de apoio que precede o segundo passo;
c) um abaixamento radical (≈7% da altura média durante a CA) entre a saída para o segundo passo e a recepção seguinte;
d) um abaixamento continuo do CM até a recepção na tábua o qual representava 10% (11 cm) da altura média do CM durante a CA.

Em função dos dados obtidos concluíram "com muitas reservas" que "o grau de abaixamento do CM é um indicador da técnica". Estes resultados estão de acordo com muitos outros obtidos por Diatckov (1950, 1953) e Andreev e Mirzaev (1970), que concluíram que o melhor momento para iniciar o abaixamento do CM era "durante o penúltimo e o último apoios".

Por seu lado, Hay e Nohara (1990) conduziram um estudo com uma amostra de 46 sujeitos de ambos sexos, considerando os últimos 4 passos da CA e obtiveram resultados idênticos a Nixdorf e Bruggemann (1983). Quanto à diferença entre os sexos, os autores verificaram que, no apoio do último passo, a diferença entre homens e mulheres é de 3 a 4 cm, sendo o abaixamento superior nos primeiros, "possivelmente porque são mais fortes, podendo tolerar e beneficiar de uma maior

flexão da articulação da anca, joelho e tornozelo do MI de apoio" (Hay e Nohara, 1990, pp, 233).

2.2.3.3 Relação entre as variáveis de posição e de velocidade com a distância saltada

Sobre as distâncias de recepção, saída e voo, os resultados indicam que a distância de recepção no último passo e na chamada foram significativamente superiores relativamente ao terceiro e quarto passos que os antecederam (Figura 2.4); por outro lado, a distância de voo para o último passo e a distância de saída foram cada uma significativamente menores do que aquelas que foram obtidas para qualquer um dos passos prévios (Hay e Nohara, 1990).

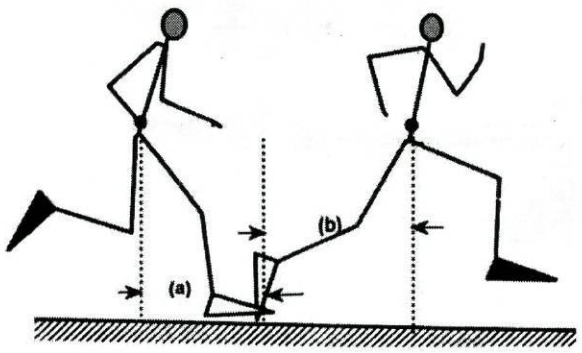


Figura 2.4. Variáveis de posição, i.e., (a) distância de recepção e (b) distância de impulsão.

Outra conclusão foi que quanto maior for a distância de saída para o 4º passo, a distância de recepção e a altura de saída na chamada, maior será a distância saltada.

A variável velocidade, no instante de recepção e saída, permitiu concluir que a distância de saída pode ser usada como indicador da aceleração do corpo para a tábua, o que confirma os resultados obtidos por Hay e Miller (1985). Isto porque análises efectuadas pelos referidos autores sugerem que a distância de saída do 4º passo está significativamente relacionada com a distância de salto, em virtude da sua relação com a velocidade horizontal na recepção da chamada e, numa dimensão menor, com a velocidade vertical na saída da chamada. Se a distância de saída apresentar um valor elevado na saída do 4º passo, será indicador de que o atleta exerceu um grande impulso horizontal. Resumindo, uma grande distância de saída, neste passo, tem uma grande relação com a velocidade horizontal na recepção da

chamada e com a velocidade vertical na saída desta e resulta numa maior distância de salto (Hay e Nohara, 1990). No que diz respeito à velocidade vertical, verifica-se que quanto menor for a sua alteração durante o apoio que precede o penúltimo passo - de um valor descendente ou negativo para, no final, um valor ascendente ou positivo - maior será a distância de salto (Hay e Miller, 1985).

2.2.3.4 Penúltimo passo

Segundo Hay (1994), no que diz respeito à altura do CM, distâncias de recepção, saída e voo, parece que os saltadores em comprimento mantêm um padrão próximo da corrida de velocidade na CA até, pelo menos, ao penúltimo passo. Observa-se, ali, um decréscimo da altura do CM e um pequeno aumento da distância de recepção. Neste momento, o atleta estaria relativamente baixo, encontrando-se o membro inferior (MI) apoiado mais à frente do CM em relação aos outros passos. É sabido que, na recepção do penúltimo passo, existe um marcado abaixamento do CM, o qual é mantido com o objectivo de se obter uma conveniente distância de recepção na chamada. Será esta posição que possibilitará um óptimo desenvolvimento da velocidade vertical, desde que o MI de chamada seja suficientemente capaz de suportar a flexão.

Fazendo uma análise mais detalhada do que acontece no decurso do penúltimo passo, observamos que o MI em apoio realiza uma extensão incompleta. Isto acontece com "o propósito de conservar energia no MI de chamada e introduzir o abaixamento da anca e do CM" (Tidow, 1990). Durante a fase de voo, a fase de balanço posterior é encurtada devido a uma flexão da articulação da anca e do joelho (Tidow, 1990). O abaixamento da anca alcança o seu máximo aquando do contacto do MI contralateral com o solo. Este contacto inicia-se pelo calcanhar, passando de seguida para a superfície plantar do pé. Ao observarmos o MI de apoio, a principal característica verificada é a do atleta dar a impressão de se encontrar sentado sobre a mesma.

Um aumento da amplitude do penúltimo passo provocará um pequeno aumento da velocidade horizontal e um abaixamento do CM, tendo como objectivo um aumento da distância de recepção no início do último passo (Hay e Nohara, 1990).

2.2.3.5 Último passo

O último passo, comparado com o de um velocista, apresenta várias diferenças. O saltador efectua uma extensão incompleta do MI de impulsão, aplicando, principalmente, um impulso horizontal que conduz a uma trajectória plana, não mostrando redução apreciável da altura do CM na recepção da chamada (Lees *et al.,* 1994). Nesta fase, aliada a todas estas alterações, observa-se a necessidade de uma ligeira inclinação atrás do tronco do atleta aquando do ataque à tábua de chamada (Tidow, 1990). Aqui, o MI entra em contacto com o solo rapidamente, através de uma acção vigorosa realizada de cima para baixo, e de frente para trás. O saltador entra em contacto primeiro com o calcanhar, mas a parte dianteira do pé é pressionada para baixo, rápida e activamente (Klimmer, 1986). É imperioso que o MI seja colocado à frente da projecção vertical do CM e que haja uma suficiente habilidade para impedir uma grande flexão da articulação do joelho (Lees *et al.,* 1994). Hay and Koh (1990) afirmam que o MI ao ser colocado em frente da projecção vertical do CM, beneficiará a distância de salto pela promoção de um óptimo desenvolvimento de velocidade vertical. Para estes autores, este aspecto será mais importante do que uma diminuição da velocidade horizontal durante a fase de apoio, isto porque o ataque activo do pé ao solo contribui para uma diminuição das componentes horizontal da força de reacção do solo, diminuindo, assim, a acção de travagem habitualmente verificada.

Existem na literatura, a este respeito, duas correntes de pensamento sobre a colocação do pé na chamada.

Uma sustenta que a colocação activa do pé ao solo reduz a perda de velocidade horizontal por reduzir as forças horizontais de travagem do solo no momento do impacto e é defendida por Ozolin (1965), Schmolinsky (1978), Wiet (1974) e Young e Marino (1984). Estes autores, defensores da colocação activa do pé, consideram que a minimização da perda de velocidade horizontal na parte inicial dos três últimos apoios, é determinante para maximizar a distância de salto (Hay e Koh, 1990).

Uma outra corrente defende que o MI deve entrar em contacto na chamada de forma bloqueada e é defendida por Diatchkov (1953) e Tiupa *et al.* (1982). Neste contacto bloqueado, o pé ataca o solo com um movimento pequeno relativamente ao CM (Hay, 1986). Deste modo, o pé contacta o solo animado de uma grande velocidade horizontal no sentido da corrida. Deste facto resulta uma grande força de reacção do solo, o que provoca uma grande redução da velocidade horizontal do CM durante a parte inicial da fase seguinte de apoio. Os defensores desta

variante acreditam que ela promove o desenvolvimento da velocidade vertical no apoio da chamada e isso será mais importante do que o associado decréscimo da velocidade horizontal. Segundo estes autores são condições para uma boa chamada uma rápida CA e um pequeno abaixamento do CM (Lees *et al* 1994).

2.2.4 Chamada

A chamada é a fase mais critica do SC e aquela que parece ter sido alvo de menor atenção por parte dos investigadores. O nosso estudo incidirá fundamentalmente nesta fase. Os conhecimentos existentes tanto em termos cinemáticos, dinâmicos, energéticos e musculares são pouco conclusivos. Conhecer a chamada significará, provavelmente, desvendar as necessidades fundamentais no processo de treino desta disciplina.
Sobre a chamada, o aspecto fundamental a reter será a produção de uma elevada velocidade vertical com a menor perda possível da velocidade horizontal.

2.2.4.1 Sim ou não ao abaixamento do Centro de Massa?

Na literatura, encontramos duas perspectivas relativamente ao comportamento do CM no decurso do último passo da CA e na chamada:

(a) Uma onde se advoga que deve existir um abaixamento do CM no início da chamada (Diatchkov, 1950, 1953; Andreev e Mirzaev, 1970; Hay, 1987; Nixdorf e Bruggemann, 1983).

(b) outra, em que se recomenda ao atleta que tente realizar o apoio do pé de chamada antes, ou no momento, em que o seu CM atinge o seu ponto mais alto durante a fase de voo do último passo (Doolittle, 1982; Jarver, 1970; Ridka Drdacka, 1986; Schmolinsky, 1978). Assumindo que o CM não estaria suficientemente baixo durante a chamada, isso significaria que o impulso vertical produzido pela reacção no apoio serviria exclusivamente para desenvolver velocidade vertical ascendente e não para travar em primeiro lugar a velocidade vertical descendente. Para além de tudo isso, e mais notavelmente, se os valores dos impulsos verticais fossem iguais, a velocidade vertical do atleta na chamada seria maior ainda se empregasse tal técnica (Hay *et al.,* 1987);

Os estudos conduzidos por Hay (1987), indicam que os atletas de elite utilizam maioritariamente a técnica (b). Nos referidos estudos, nenhum dos atletas apresentou

componentes ascensionais positivas ou nulas na velocidade na recepção da chamada, pelo que o autor apresentou algumas dúvidas em relação a primeira técnica. Diz o mesmo autor que: (a) ou os atletas utilizavam uma técnica na chamada que falhava a este respeito ou, (b) então o argumento em si estava errado – talvez porque um atleta não pode desenvolver um grande impulso vertical nessas condições, em que já vem animado de uma reduzida velocidade vertical na recepção. Hay e Nohara (1990) obtiveram resultados idênticos a Hay et al. (1987) para uma amostra de 46 sujeitos. Os resultados deste estudo mostram que todos os sujeitos revelaram uma velocidade vertical descendente na recepção da chamada, contrariando a primeira perspectiva, enquanto que para a segunda ficou demonstrado que quanto menor a velocidade vertical descendente na recepção (ou quanto maior a velocidade vertical ascendente, nesse instante) maior foi a distância de salto.

A fim de se obter um melhor posicionamento para produzir velocidade vertical, o pé deve ser colocado à frente da projecção vertical do CM. Dados experimentais sugerem que o ângulo entre a vertical e o MI na recepção deve situar-se entre os 25º e os 30º (Alexander, 1990). Este ângulo de recepção é definido por uma linha que passa pelo CM e pelo tornozelo em relação à vertical. O valor médio neste ângulo, obtido por Lees *et al.*, (1994), foi de 24,7º. Outros autores preferem falar do ângulo complementar, que deve oscilar, na recepção, entre 64º e 69º e o ângulo correspondente na impulsão, que deve variar entre 73º e 83º (Fisher, 1975, citado por Bruggemann, 1990). Os valores médios obtidos por Bruggemann (1990) para este ângulo na recepção e impulsão, variaram entre 64.5º e 74.4º.

Para que o atleta obtenha os valores acima descritos, o CM deve estar numa posição baixa. Esta posição será produto das acções desencadeadas fundamentalmente nos últimos dois passos.

Na chamada, o CM atinge o seu ponto mais baixo no instante em que o pé toca a tábua de chamada e o tronco apresenta uma ligeira inclinação atrás (Nixdorf e Bruggemann, 1983). Uma grande distância de recepção possibilitará um aumento do período de tempo durante o qual o impulso (vertical no caso) será produzido. Este aumento do deslocamento horizontal do CM pode ser consequência do aumento da velocidade horizontal e da distância horizontal de recepção. Deste modo, observa-se uma maior amplitude dos movimentos do MI, através da qual os músculos extensores da anca podem trabalhar, facilitando também a produção de forças para uma acção excêntrica (Lees *et al.*, 1994).

Por outro lado, Hay e Nohara (1990) afirmam que os seus resultados sugerem que uma grande distância de recepção na chamada está significativamente relacionada com a distância de salto, em virtude da sua relação com a velocidade horizontal para o salto e, em menor grau, com a velocidade vertical na saída do salto. Parece existir um efeito causal entre a velocidade horizontal na recepção, a distância de recepção e a velocidade vertical na saída durante a chamada.

A partir desta posição, o percurso de aceleração do CM é dirigido para a frente e para cima, e deverá ser o maior possível. Este redireccionamento da anca, inicia-se imediatamente após o contacto da superfície plantar do pé com a tábua de chamada (Nixdorf e Bruggemann, 1983). Segundo estes autores, são pré-requisitos para que isto aconteça uma pré-tensão no MI de chamada, nos músculos plantares do pé, nos isquiotibiais, nos extensores da anca e uma acção vigorosa da perna de chamada (Tidow, 1990). O amortecimento, causado pela pressão do contacto, é, por conseguinte, não uma forma activa de flexão do tornozelo, joelho e anca, mas uma flexão compulsiva passiva. Por outras palavras, quando o pé toma contacto com a tábua, o MI de chamada funciona como uma alavanca, redireccionando da anca e o CM em diagonal ascendente no percurso de aceleração.

De acordo com Lees *et al.*, (1994), existem quatro mecanismos que intervêm na produção de velocidade vertical, os quais têm lugar durante a fase de apoio. Estes mecanismos ocorrem desde a recepção (TD) até a máxima flexão do joelho (MFJ), período que é conhecido como fase de compressão, (TD-MFJ) e desde a MFJ até à saída (TO), que se denomina fase de elevação (MFJ-TO). Segundo o mesmo autor, durante a fase de compressão na qual o CM se desloca através do MI de chamada, produz-se velocidade vertical por uma via puramente mecânica. Este mecanismo é responsável pela produção de 60% da velocidade vertical total produzida na chamada (Lees *et al.,* 1994). Esta capacidade será realçada pela técnica e capacidade do atleta resistir à flexão da articulação do joelho na chamada. Os movimentos realizados antes da recepção da chamada podem ser vistos como a colocação do corpo numa posição correcta para facilitar o mecanismo que se opera durante a fase de compressão.

Visto ser na MFJ o instante onde ocorre a transição da fase de compressão para a de elevação, seria este o instante mais indicado para serem analisadas as perdas de velocidade horizontal e os ganhos de velocidade vertical, considerando-se os valores angulares da articulação do joelho. No estudo realizado por Lees *et al.*,

(1994), foi obtido um valor médio para o ângulo do joelho na MFJ de 144°. A velocidade horizontal caiu 0.90 m/s, ou seja, passou de 9,88 m/s para 8.97 m/s e a velocidade vertical aumentou 2.02 m/s, ou seja, passou de -0.15 m/s para 1.87 m/s. Entretanto, a altura do CM, aumentou somente 44 cm. É de ter em atenção que um grande aumento da velocidade vertical, sem um correspondente aumento da altura do CM, significará, de acordo com Ramey (1972), que se registou uma grande força de impacto no contacto. Assim, torna-se importante que o atleta esteja treinado, tanto em termos físicos como técnicos, para resistir às grandes solicitações das forças de impacto, não permitindo que o MI ceda para transformar a velocidade horizontal em velocidade vertical. Para que tal suceda, o atleta deverá colocar o pé em frente do CM e aplicar um nível óptimo de força.

No que se refere às relações que se estabelecem entre as diferentes variáveis, parece que as mais correlacionadas com a distância de salto são os parâmetros da recepção. Também é possível correlacionar as diferentes variáveis com o objectivo de analisar a técnica. Uma variável chave seria o ângulo formado entre uma linha que une o centro de massa e calcanhar com a horizontal (CM-Cal) na recepção. A relação entre o ângulo horizontal CM-Cal na recepção e a distância de recepção podem dar-nos uma ideia sobre a técnica, particularmente sobre a colocação do MI e o *pivot* através do pé em apoio, ou seja, a produção de velocidade vertical. Acerca do ângulo de recepção, podemos dizer que quanto menor for, mais o MI estará em tensão, e maiores serão as forças de frenagem, sendo menor a capacidade para realizar um "varrimento" activo. Isto implica que um ângulo óptimo não deverá ser muito grande devido ao efeito de travagem (Alexander, 1990). Portanto, a fim de se minimizar esta situação, deverá ser alcançado um compromisso entre o ângulo horizontal CM-Cal na recepção e a velocidade de "varrimento" do pé. Com respeito ao movimento do MI e da anca, podemos dizer que, quanto maior for o ângulo horizontal CM-Cal na recepção, menor será o ângulo da anca. Mas, no entanto, o movimento de extensão do MI terá o seu início na flexão da anca, resultando daí uma flexão do joelho para preparar a recepção ao impacto. Pensa-se que a mobilidade da anca e a força dos MI sejam características importantes para a obtenção de boas prestações no SC (Lees *et al.*, 1994).

Como se sabe, a chamada no SC é executada com uma elevada velocidade horizontal (V_{CM}=10 m/s). A sua duração é muito curta e o seu objectivo é a mudança de direcção do vector velocidade, de maneira a maximizar o resultado. No que concerne ao comportamento da velocidade horizontal e vertical durante realização da

chamada observa-se uma falta de consenso entre os diferentes autores. Ballreich (1970) afirma que a técnica corrente conduz-nos a um incremento da velocidade vertical, acompanhada por um decréscimo da velocidade horizontal. Contudo, Tiupa *et al.* (1980) reivindicam que um grande incremento na velocidade vertical melhora o resultado apesar de um inevitável decréscimo na componente horizontal da velocidade. Por sua vez, Dyson (1967), Michailov (1981) e Tellez (1980) defendem que a perda na componente horizontal da velocidade deve ser minimizada, enquanto que, Bruggemann e Nixdorf (1982) realçam como fundamental a optimização das relações entre as componentes horizontal e vertical da velocidade.

A razão entre a velocidade horizontal e velocidade vertical na chamada é de aproximadamente 2:1 a 3:1, o que corresponde a ângulos de projecção de 26.6° a 18.4°, respectivamente (Popov, 1971). O mesmo autor sugere que o atleta deve esforçar-se para alcançar um ângulo de projecção médio entre 20° e 22°. Quando o ângulo é inferior a estes valores, a importância da força exercida na chamada aumenta. Por sua vez, Nigg (1978) observou que o ângulo diminui com o aumento da velocidade da CA. O ângulo e a V_{CM} na saída da chamada não são independentes, mas estão negativamente correlacionados. Nigg (1974), citado por Bruggemann (1990), obteve correlações de r = -0.83 entre as variáveis facilmente lidas à custa do conceito de "perda de velocidade". De acordo com Nigg (1974), o tempo de apoio na chamada está negativamente correlacionado com a V_{CM} da CA no mesmo momento (r = -0.43) e com a distância de salto (r = -0.64).

Hay et al. (1987) obtiveram ângulos de saída na chamada entre 18.8° e 22.8°. Estes valores estão em conformidade com os divulgados por outros investigadores, a saber: Shoutall (1967), obteve um ângulo de 19.5°, para um salto de 7.72 m de Lynn Davies (Hay *et al.*, 1987); Lukman (1974), obteve ângulos de 20° e 21° para dois saltos de Stekic a 7.63 e a 7.82 m, respectivamente.

2.2.4.2 Momento angular

Sabe-se que a maioria dos saltos em comprimento são executados de tal forma que o corpo tem tendência para rodar para a frente durante a fase de voo. Esta questão é frequentemente observada e existem textos que demonstram claramente que este fenómeno se deve ao momento angular produzido durante a chamada (Dyson, 1963). Para contrariar essas rotações, os saltadores executam movimentos durante a fase aérea, para tentar colocar o corpo numa posição

óptima para a queda (Gowan, 1963). Contudo, estes movimentos aéreos não alteram a trajectória do CM, ou o momento angular em redor do CM (Dyson, 1963). Durante a fase aérea do SC uma adequada orientação do segmento cabeça tronco caracterizado por um deslocamento nulo (Herzog, 1985), é desejável. Dado que o momento angular é constante isso exige um adequado comportamento de braços e pernas - a técnica de voo. Deste modo, enquanto o atleta está no ar, existem duas possibilidades para adquirir ou manter uma adequada orientação do corpo e contrariar os efeitos do momento angular longitudinal produzido na chamada: (1) aumentar ou diminuir o momento de inércia em torno de um eixo que passa através do CM do corpo e assim diminuir ou aumentar a velocidade angular associada; (2) o atleta deve executar movimentos rotacionais de alguns segmentos do corpo em relação a outros segmentos.

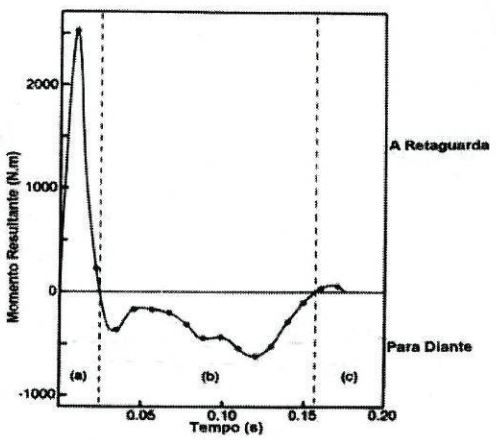


Figura 2.5. O momento angular resultante durante a chamada no CM do atleta. O momento está, (a) inicialmente orientado para a retaguarda como resultado do predomínio das forças verticais (b) para diante como resultado da actuação de ambas as componentes horizontal e vertical das forças de reacção do solo no mesmo sentido e (c) finalizando por breves momentos para a retaguarda como resultado das forças horizontais (adaptado de Hay, 1993).

Contrariamente ao que se afirmava, Hinrichs *et al.* (1989) demonstraram que cerca de metade do momento angular que o atleta tem em torno do seu eixo longitudinal é produzido durante os últimos passos da CA e não única e exclusivamente durante a chamada.

No que se refere a componente transversal momento resultante actua no CM do atleta em primeiro lugar inicialmente para trás (como resultado da predominância

das forças verticais à frente do CM) e depois para diante (como resultado da actuação das forças horizontais e verticais no mesmo sentido angular) e finaliza por um breve período de tempo para trás (como resultado do domínio das forças horizontais) (Figura 2.5) (Hay, 1993). O efeito do momento angular da CA e da Chamada resulta na perda de contacto com a tábua com uma pequena quantidade de momento angular em torno do eixo longitudinal e frontal e uma grande quantidade em torno do eixo longitudinal. De notar que, em função da variante utilizada pelo atleta na subfase de ligação CA-Chamada, i.e., no referente a amplitude de passos, terá que compensar mais ou menos o momento angular produzido em torno do eixo longitudinal. Por exemplo a variante onde os atletas recorrem ao *side step* induzirá um maior momento angular relativamente à variante tradicional.

Os três estilos clássicos da acção do saltador em comprimento no ar – passada, extensão e tesoura – diz-se que reduzem a rotação angular do corpo para diante (Bedi e Cooper, 1977). Ramey (1973) simulou estas técnicas em computador e verificou que todos os estilos são igualmente bem sucedidos quando dadas as mesmas condições iniciais de saída (velocidade e altura de saída), desde que o momento angular produzido seja adequado ao estilo técnico. A literatura subordinada a este tema mostra-nos que as diferentes variantes técnicas do SC requerem magnitudes significativamente diferentes e específicas de momento angular para produzir resultados idênticos (Ramey, 1973, 1974; Herzog, 1985).

Resultados obtidos por Herzog (1985) corroboram as investigações de Bedi e Cooper (1977), Ecker (1974) e Ramey (1976) e mostram que o momento angular total produzido na chamada da "técnica tesoura 2$^{1/2}$" (11,05 Nm), foi duas vezes superior do que a variante "passada" (4,17 Nm), por exemplo.

A técnica "passada" requer uma rotação de 180° ou meio ciclo do membro superior de chamada e um ciclo completo do membro superior livre. Nesta, o membro superior livre é o primeiro segmento em importância na produção do momento angular total, chegando a ser responsável por 50% do mesmo.

A variante "tesoura 2$^{1/2}$" requer 1$^{1/2}$ ciclo do membro superior de chamada e um ciclo completo do membro superior livre.

Para finalizar, no processo de avaliação de saltadores, a determinação do contributo do momento angular produzido na chamada para a fase final do salto (a queda) seria do interesse dos praticantes deste evento.

2.3 Abordagem Energética

Outra forma de abordarmos o SC, é através da componente energética, a qual permite uma visão "macroscópica" deste evento.

As condições mecânicas iniciais para a chamada centram-se, em primeiro lugar, na velocidade da CA, a qual gera a energia cinética inicial e, em segundo lugar, na posição do CM na recepção da chamada (Bruggemann, 1995). As variações de velocidade e respectivas perdas, estão associadas às variações energéticas, pelo que é de esperar que se verifiquem perdas de energia durante a chamada. Neste sentido, Bruggemann e Nixdorf (1985) apresentaram dados empíricos relativos à variação da energia total do corpo durante a chamada do SC em saltadores de elite, os quais indicavam uma perda de energia de cerca de 6% nesta fase. Estes dados parecem estar de acordo com os publicados por Lees *et al.*, (1993), os quais mediram perdas energéticas de, aproximadamente, 6.7 % durante a chamada.

Os parâmetros da chamada que são determinados pela perda de energia do CM - a conversão do *momentum* horizontal em vertical e armazenamento de energia elástica - e pela transformação da energia da CA para energia de salto (cinética em potencial) são muito importantes para determinar a distância de salto. Os saltadores desenvolvem uma grande quantidade de energia cinética no seu deslocamento horizontal, aproveitando só uma pequena fracção dela no deslocamento vertical. Analisando o corpo do saltador como uma máquina, poderíamos afirmar que é pouco eficiente (Witters et al., 1992). Por outro lado, estes autores verificaram que mais energia cinética é perdida no deslocamento horizontal do que aquela que é ganha no deslocamento vertical, contrariamente ao que se observa no *momentum*, onde o aumento do *momentum* vertical do CM excede o decréscimo na sua componente horizontal num factor que varia de 2 a 5 vezes. Um factor de eficiência de conversão energética foi estabelecido por estes autores, considerando que o MI de chamada não é uma mola perfeita. Este factor é mais naturalmente definido como a fracção do trabalho negativo que é transformado, após o armazenamento da energia elástica, para trabalho positivo. No entanto, Witters *et al.*, (1992) definiram o referido factor (α) como a fracção da energia perdida no deslocamento horizontal que é reutilizada no deslocamento vertical.

Como resultado, foi obtida a seguinte equação:

$$v_y^2 = \alpha\left(v_{x0}^2 - v_x^2\right) + v_a^2 \qquad (2.1)$$

onde v_y e v_x, são a velocidade vertical e horizontal do CM após a chamada, respectivamente, e v_{x0}^2 a sua velocidade imediatamente antes da recepção da chamada. O termo v_a^2 representa todas as contribuições para v_y^2 que são independentes das variações da energia horizontal perdida. Contém os efeitos do impacto, transferência segmentar de energia e a fracção do trabalho muscular activo, que não produzem efeito horizontal. Eliminando $\left(v_{x0}^2 - v_x^2\right)$, i.e., quando não há perda de velocidade horizontal na chamada, podemos encontrar uma energia de deslocamento vertical relativamente pequena, mas não nula. Com o aumento dos valores de $\left(v_{x0}^2 - v_x^2\right)$, o saltador pode dispor de mais energia no deslocamento vertical, o que resulta numa maior velocidade vertical, até ao máximo onde as forças necessárias tornam-se demasiado elevadas para uma eficiente conversão de energia. O ponto óptimo de trabalho nessa curva seria escolhido próximo do máximo, porque no máximo eles poderiam ganhar velocidade vertical sem perda de velocidade horizontal. A validade da aproximação linear apresentada na equação (2.1) depende da constância de v_a^2.

Claro que a energia mecânica na recepção para a chamada, que condiciona a máxima distância de salto, é utilizada com eficiência diversas pelos diversos atletas (Arampatzis *et al.*, 1997). Estes autores analisaram os atletas masculinos e femininos finalistas do Campeonato de Mundo de Atenas, realizado em 1997, e verificaram que os mesmos apresentavam diferentes parâmetros na chamada e diferentes combinações de velocidade vertical e horizontal para obterem o mesmo resultado. Para quantificar a transformação da energia mecânica inicial produzida na CA para o voo, um índice de transformação (equação 2.2) foi estabelecido. É definido como o quociente entre o ângulo de saída (α) e o decréscimo de energia durante a chamada ($E_{decrease}$).

$$T_{Index} = \frac{a}{E_{decrease}} \qquad (2.2)$$

Os resultados do estudo supracitado, mostraram que a perda óptima de energia na chamada dos atletas analisados foi determinada em 5.5-6.0 J/kg para as mulheres e 7.5-8.4 J/kg para os homens. Para alguns atletas os valores medidos e os valores teóricos variaram consideravelmente. Estes exemplos podem indicar que o índice de transformação é dependente das diferenças físicas existentes. Isto poderá significar que o índice de transformação, a quantidade óptima de

decréscimo de energia e a energia na chamada variam individualmente e podem ser determinados individualmente para os objectivos de treino.

O armazenamento e reutilização da energia elástica nos músculos e tendões durante a fase excêntrica da chamada é importante para uma actuação técnica apropriada. Se esta fase for demasiado longa, conduzirá a uma redução da energia elástica armazenada (Cavagna *et al.*, 1968). Isto leva-nos a supor que o atleta deve enfatizar a importância do ganho da velocidade vertical no início do salto. Este aproveitamento dependerá da habilidade que um dado atleta apresentar, nos seus músculos extensores, para transitar da fase da contracção muscular excêntrica para a concêntrica (Bruggemann, 1994). Lees *et al.* (1993) descreveram variações de energia cinética do instante de recepção até ao instante de máxima flexão do joelho e desde esta até a saída. Estes autores obtiveram um valor médio de energia na recepção de 38.3 J/kg na recepção e 31.9 J/kg após a máxima flexão de joelho. Da recepção para a máxima flexão do joelho, a maior parte da energia perdida (5.9 J/kg), provém da energia cinética inicial e não deve aparecer na forma mecânica mensurável. Esta pode ser dissipada pelo trabalho muscular negativo e parte dela é armazenada nas estruturas elásticas do MI de chamada. Segundo Ker *et al.*, (1987) durante a corrida ocorrem variações de energia da ordem de 100 J, sendo que, provavelmente para acções como os saltos, onde as forças são superiores, esta reutilização da energia elástica deverá jogar um papel adicional no posterior aumento da velocidade vertical. Alexander e Benet-Clarke (1977) calcularam a capacidade de armazenamento energético nas ligações das pontes transversas musculares, as quais variam entre 2.4 a 4.7 J/kg de músculo. Em contraste, a capacidade de armazenamento da energia de deformação do colagéneo do tendão situa-se entre 2000 a 9000 J/kg. Como resultado, a capacidade de armazenamento de energia elástica será maior nos grupos musculares com tendões longos e flexíveis. Isto é observado no complexo *triceps surae* - tendão de Aquiles, bem como nos músculos extensores do joelho. A elasticidade do tendão e músculo contribui assim para a eficiência do salto humano. Detalhes da interacção entre a contracção muscular, propriedades elásticas e mecanismos de controlo neuronal, não são muito bem conhecidos, mas é claro que a elasticidade do músculo e do tendão desempenham um papel importante ou o mais importante, complementando as propriedades contrácteis dos músculos.

Dados de Komi (1990) e Schmidtbleicher *et al.* (1978) indicam a pré actividade dos músculos extensores do MI antes da chamada do SC ou noutros saltos idênticos. Assim, as pré condições mioeléctricas atribuídas a uma combinação de energia elástica armazenada e adicional, induz reflexivamente actividade mioeléctrica (Bosco *et al.*, 1982), no ciclo alongamento encurtamento. A mecânica do complexo músculo-tendão durante o primeiro contacto do pé com o solo não é muito bem compreendida (Bruggemann, 1994). Medidas directas da força no tendão de Aquiles (Komi, 1990) mostram uma menor carga no tendão com alta actividade mioeléctrica do complexo *triceps surae*. Não existe uma explicação para esta observação.

É notável que mais de 65 % da velocidade vertical final na chamada do SC seja conseguida na máxima flexão do joelho (Lees *et al.*, 1993 e 1994). Estes resultados, obtidos em saltos de atletas femininos e masculinos no Campeonato de Mundo Universitário, sugerem que, nesta subfase da chamada, poderá estar a mais importante característica da chamada do SC.

Das investigações de Shorten *et al.* (1981) sabe-se que a transferência da energia mecânica entre os segmentos corporais pode contribuir em cerca de 70% para a variação total de energia na passada da corrida. Assumindo que na chamada do SC esta percentagem se mantém, ou é mesmo superior, o conceito de transferência inter-segmentar de energia reduz-se à contabilização da energia mecânica devida às forças gravitacionais e inerciais dos segmentos, as quais podem ser apropriadas para a compreensão da chamada no SC. Elfteman (1939a, b), no seu clássico estudo sobre locomoção humana, observou que quando as taxas de variação de energia de um segmento, ou a potência mecânica segmentar, é positiva, significa que o seu nível de energia está aumentando; este aumento é devido a um fluxo de energia da cadeia cinemática, proveniente do trabalho realizado pelas forças resultantes actuando nos pontos articulares, ou pelos momentos musculares resultantes. Uma potência positiva indica a taxa de fluxo de energia para o segmento, enquanto uma potência negativa indica que existe um fluxo contrário de energia. Bruggemann (1994) efectuou uma análise ao melhor salto de Heike Drechsler, no Campeonato do Mundo de 1991, a qual nos permite compreender a transferência de energia durante a chamada e o papel dos MI livre e de chamada nesta fase (Figura 2.6 a, b). Resumidamente, observa-se na Figura 2.6.a, relativa ao MI de chamada, que existe um mecanismo de transferência de energia para os segmentos com diferentes durações. Por exemplo, a

transferência de energia para o pé de apoio demora 30 ms, da coxa para a perna 45 ms e do tronco para a coxa 65 ms. Durante os primeiros 30 ms há uma pronação do pé de chamada e a energia pode ser transferida para as estruturas elásticas dos ligamentos mediais.

No MI livre (Fig 2.6 b), a análise da potência mecânica indica que a energia flui primeiro do tronco, distalmente, durante aproximadamente 40 ms. Isto significa que a energia fornecida pelo MI livre actua como um "carregamento" de energia adicional contra os músculos extensores do MI. Após este fornecimento de energia adicional, um período de aproximadamente 50 ms mostra um influxo de energia indicado por valores negativos de potência mecânica.

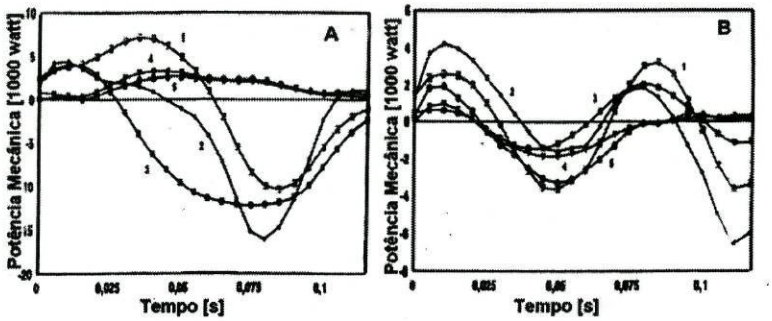


Figura 2.6. Potência mecânica dos segmentos corporais do lado esquerdo (a) e direito (b) do corpo, durante uma chamada para o SC. (1-coxa, 2-perna, 3-pé, 4-antebraço, 5-braço) (adaptado de Bruggemann, 1994).

Este mecanismo de fornecimento ou transferência de energia, repete-se na segunda parte da chamada. Contudo, a energia que flui da coxa para a perna, e desta para o pé, joga um papel dominante, visto que na derradeira fase de influxo, a transferência de energia da coxa para o tronco é dominante.

2.4 Dinamometria

A Chamada é a fase mais crítica para o rendimento no SC. As plataformas de forças, onde são medidas as três componentes das forças de reacção do solo, médio lateral (Fx), antero-posterior (Fy), e vertical (Fz), e respectivos momentos, são o meio por excelência para o seu estudo. Contudo, este meio é habitualmente usado em conjunto com outros, nomeadamente cinemáticos e/ou electromiográficos, para uma mais completa informação das ocorrências da chamada. A escola russa é, talvez, uma das que mais estudos efectuou

recorrendo a este meio, desenvolvendo modelos de caracterização da chamada (Tiupa *et al.*, 1982) que serviram como meio adicional de apoio aos treinadores.
Uma observação das curvas de força de reacção do solo permite-nos observar que, durante a chamada, 2/3 do tempo de contacto com o solo são despendidos na fase de travagem e 1/3 na de aceleração, contrariamente à corrida, onde esta relação é inversa, ou mesmo a marcha onde parece haver uma simetria. Esta situação pode ser observada na componente antero-posterior das forças de reacção do solo (Figura 2.7).

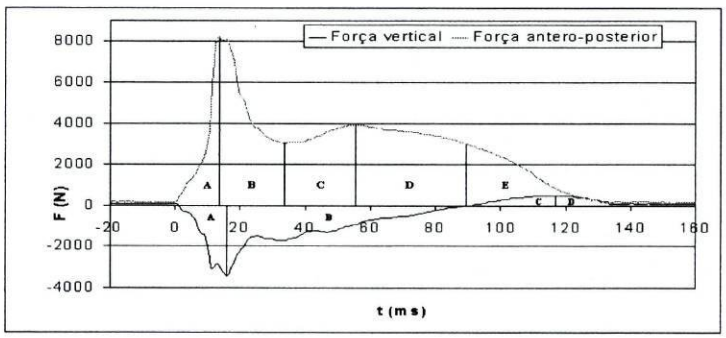


Figura 2.7. Representação das componentes vertical e anteror-posterior das forças de reacção do solo durante a chamada do S.C.

Outro aspecto a considerar refere-se aos instantes das curva força/tempo onde ocorre a máxima flexão da articulação do tornozelo e do joelho do MI de chamada. Na literatura são escassos os dados sobre esta questão. A importância destes pontos reside no facto de que, através dos mesmos, é possível compreender o comportamento muscular e sua relação com os momentos de força. Assim, o comportamento muscular relaciona-se com as características técnicas e neuronais e os momentos articulares com aspectos como a rigidez do sujeito. Atletas com um elevado nível de rigidez terão tempos de apoio muito breves, onde a máxima flexão do joelho e tornozelo ocorrerá rapidamente, verificando-se também um pequeno abaixamento do CM, contrariamente a sujeitos pouco rígidos. A técnica individual a utilizar reflectirá estas características, o que poderá ser observado na fase aérea do salto. Por outro lado, a fase desde o contacto até a máxima flexão do joelho, corresponde à fase excêntrica dos músculos mono articulares, embora isto não possa ser afirmado relativamente aos músculos biarticulares, alguns de grande importância (Alvarez, 2000). Este autor afirma que, nos saltos, o ponto de

máxima flexão da articulação do joelho ocorre no primeiro terço do percurso horizontal total do CM, sendo que no SC ocorrerá aos 8% desse percurso.

2.4.1 As componentes da força de reacção do solo na chamada

2.4.1.1 Força vertical

Integrando uma curva força/tempo (Figura 2.7) obtém-se o respectivo impulso, o qual determina e explica as alterações das velocidades do CM do saltador durante a chamada.

Uma observação da componente vertical da força permite-nos destinguir, numa primeira fase, um grande pico de força, que ocorre imediatamente após o contacto com a plataforma, sendo conhecido na literatura como pico passivo, seguindo-se um segundo pico de menor intensidade, conhecido como pico activo. O pico passivo é resultado do contacto com a tábua de chamada das estruturas rígidas como o calcanhar, não dependendo das características contrácteis voluntárias do sujeito. Já o segundo pico é o resultado da aplicação voluntária de forças no solo pelo sujeito. Nesta curva distingue-se um mínimo local, após o primeiro máximo, o qual representa a zona de transição do pico passivo para o activo, i.e., representa uma delimitação entre uma zona de ausência e outra de controlo neurológico consciente. Saltos realizados com elevadas velocidades, ou onde o apoio é iniciado pelo calcanhar, apresentam um pico passivo com elevado valor de força, seguido de um pico activo de menor intensidade. Como um aumento do impulso (integral) significa uma maior velocidade de saída e um salto mais longo, a análise destas curvas é um importante meio de avaliação. A força máxima obtida, bem como a localização dos máximos e mínimos locais, dependerá das características do sujeito, i.e., velocidade com que inicia a chamada, rigidez do sistema músculo-tendinoso, etc. Depende também do alinhamento dos segmentos e dos momentos dos músculos que se oporão à deformação (Alvarez, 1999).

2.4.1.2 Força horizontal

Outra componente que pode ser observada pela decomposição das forças de reacção do solo é a da força horizontal anteroposterior. É a segunda em importância, com duas partes distintas, sendo a primeira negativa (travagem), comportando a maior área, e a segunda positiva (aceleradora), de dimensões

mais reduzidas. Através desta componente evidencia-se uma das características das chamadas dos saltos em geral, e do SC em particular, que é o facto de sempre se observarem perdas de velocidade. Estas perdas situam-se, como já foi referido aquando da abordagem cinemática, na ordem dos 13 a 18 % da velocidade na recepção da chamada (Hay *et al.*, 1986; 1987; Tiupa *et al.*, 1982; Alvarez, 1999).

O que parece ser consensual é que a duração do segundo pico deverá ser a maior possível, particularmente na fase final, onde a força horizontal é já positiva.

A componente médio lateral da força será a terceira e última componente espacial do vector força de reacção do solo e não faremos a sua abordagem dado que a sua importância é reduzida nos saltos horizontais pelo reduzido valor das forças e impulsos em presença.

2.5 Simulação e optimização para determinar a técnica óptima

Os estudos realizados com o objectivo de simular e optimizar a técnica do SC são normalmente de natureza teórica e contêm um número reduzido de pesquisas comparativamente à abordagem experimental. Diversos modelos mecânicos de dinâmica directa foram desenvolvidos para saltos humanos: uma massa suportada por uma mola simples (Alexander *et al.*, 1986, Blickhan, 1989), um modelo de dois segmentos com o músculo como gerador do momento (Alexander, 1990), um modelo de quatro segmentos com vários músculos como actuadores (e.g. Pandy *et al.*, 1990; Bobert *et al.*, 1996; Böhm, 2001) e mesmo modelos mais detalhados com muito mais segmentos e actuadores (Hatze, 1981). Uma das características destes modelos foi o recurso a informações sobre as características musculares provenientes de animais, ou de cadáveres em alguns casos, enquanto outros são inteiramente postulados, o que supõe alguma imprecisão e dificuldade de interpretação na simulação da realidade. Modelos direccionados para o SC, onde se recorra as propriedades musculares *in vivo* para determinar uma técnica óptima de um dado sujeito são praticamente inexistentes na literatura. Aliás, a determinação dessas propriedades *in vivo* é recente e está fundamentalmente centrada em análises isométricas. Os estudos de Seyfarth *et al.*, (2000) e Böhm (2001) são dos poucos onde essas características foram utilizadas, embora o último se refira a saltos verticais a pés juntos.

Durante a fase da chamada do SC, o *momentum* vertical necessário é produzido fundamentalmente na fase excêntrica pelo grande alongamento, dos músculos extensores dos MI. Assim, as estruturas elásticas organizadas em série podem aumentar a duração do alongamento muscular e a fase dissipativa, resultando num superior aumento da força do complexo músculo-tendão. Seyfarth *et al.* (1999) desenvolveram um estudo baseado num modelo constituído por duas massas e duas molas sobre a dinâmica da chamada, tendo sido efectuado um rigoroso ajustamento entre as forças de reacção do solo reais e as preditas. Este modelo representou uma extensão do modelo massa-mola simples de Blickhan (1989). No referido modelo, para uma velocidade na recepção da chamada de 10 m/s, o ângulo óptimo de recepção situou-se entre os 45° e os 55° para uma rigidez de 20 kN/m. De forma resumida, nesse modelo, o ângulo óptimo: (a) diminui para grandes velocidades de entrada, (b) aumenta para uma grande rigidez do MI e (c) é pouco influenciado pela massa distal. Uma das limitações do referido modelo é que não considera os detalhes fisiológicos musculares, os quais, numa escala desconhecida, contribuem para a evolução da força ao longo do tempo e podem alterar as estratégias óptimas estabelecidas. Por outro lado, o mesmo é pouco realista, já que é muito mecânico e descura a componente fisiológica, particularmente na demonstração das vantagens na melhoria da força excêntrica e das propriedades elásticas do tendão.

Perante estas limitações os mesmos autores (Seyfarth *et al.*, 2000) efectuaram outra pesquisa introduzindo propriedades musculares no seu modelo, na tentativa de encontrar técnicas óptimas de chamada.

Os resultados deste estudo mostraram que:

(i) a curva simulada apresenta um primeiro pico seguido de um prolongado segundo pico, mas sem um mínimo local a separá-los;

(ii) observa-se que a curva medida começa 10 ms antes do que a simulada e isso deve-se ao facto de não ter sido considerado o pé;

(iii) as forças musculares preditas atingem o seu máximo 15 ms após a recepção, quando as fibras musculares se encontram na sua máxima velocidade de alongamento;

(iv) os elementos em serie (tendão) tiveram uma deformação positiva durante toda a fase da chamada. Foram alongados rápida e imediatamente após a recepção, encurtam muito pouco nos seguintes 30 ms (fase de "platô") e encurtam continuamente durante a segunda parte do apoio;

(v) as fibras musculares encurtam nos primeiros milesegundos e durante os últimos 35 ms antes da saída, quando a força muscular é menor do que a força máxima isométrica (negligenciando os elementos em paralelo);

(vi) durante a maior parte da fase de apoio, i.e., de 10 a 80 ms, as fibras musculares alongam-se e absorvem a energia;

(vii) devido às grandes forças de reacção do solo observadas nos primeiros 20 ms da chamada, o MI apresenta (para um ciclo) um trabalho negativo;

(viii) a energia total perdida (aproximadamente 280 J, i.e., 44% do trabalho total realizado pelo músculo ou 9% da energia cinética), foi absorvida pelas fibras musculares;

(ix) para um ciclo, a forma (*loop*) de trabalho dos elementos contrácteis foi quase rectangular (Figura 2.8). Por outro lado, só 8% da energia transferida para os elementos contrácteis foi retornada para o corpo (entendido como um ponto material) durante a fase concêntrica, e

(x) nos elementos elásticos em serie, aproximadamente 80 % da energia armazenada foi reutilizada como energia mecânica.

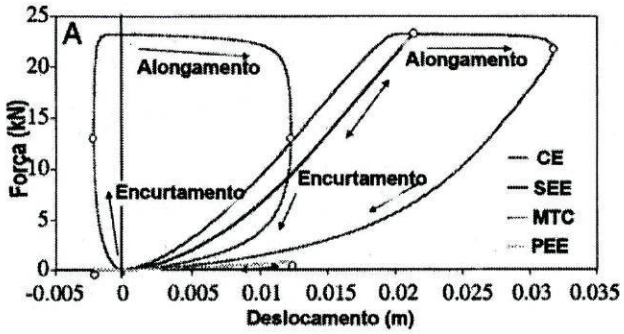


Figura 2.8. Trabalho predito para um ciclo do complexo músculo tendão (MTU), incluindo os elementos contrácteis (CE), elementos elásticos em série (SEE) e elementos elásticos em paralelo (PEE) (adaptado de Seyfarth *et al.*, 2000).

Relativamente às técnicas óptimas de salto, os autores analisaram:

(a) a influência do ângulo de recepção e da velocidade de corrida na distância saltada, a percentagem da energia mecânica do ponto material de carga na chamada relativamente ao instante de recepção e o ângulo do vector velocidade na saída.

Verificaram que, para velocidades acima de 6m/s, o ângulo óptimo situa-se entre 65º a 75º e é insensível à velocidade da CA. A utilização de um

ângulo de recepção óptimo conduziu a uma variação da energia mecânica em aproximadamente 5 %. Para velocidades de corrida acima de 5 m/s, a prestação óptima requer uma perda global de energia. A baixas velocidades, o MI produz trabalho positivo para a prestação óptima, necessitando de ângulos de recepção óptimos superiores a 70°. O ângulo do vector velocidade na saída relativamente ao plano horizontal (ângulo de saída) aumentou com a diminuição dos ângulos de recepção quando as velocidades de corrida eram menores que 8 m/s.

(b) sobre a influência do ângulo inicial do joelho para a determinação de técnicas óptimas concluíram que uma pequena angulação inicial do joelho, i.e. 170°, conduz a pequenas distâncias de salto (para φ_0=160° uma diferença de –19 cm; φ_0=150° cerca de –38cm); concluíram também que um decréscimo da velocidade do ângulo de saída (para φ_0=160° uma diferença de –2°, e para φ_0=150° uma diferença de –4°). Não obstante, a percentagem da energia mecânica da recepção para a saída aumentou para pequenos ângulos do joelho (φ_0=160° uma diferença de + 1.7 %, e φ_0=150° uma diferença de + 3.2%).

Também o desenho muscular óptimo e o ângulo de recepção para uma prestação óptima foi analisado. Neste contexto, a análise centrou-se na influência do ângulo de recepção, massa muscular total e relação das secções fisiológicas transversais do músculo e tendão (R_A) com a distância saltada. Foi observado que: (i) mantendo constantes as variáveis da arquitectura (R_l e R_A), a massa muscular determina a máxima força exercida pelo músculo e tem uma forte influência na distância de salto e (ii) a prestação é pouco influenciada por R_A.

Capitulo 3

3 Material e Métodos

3.1 Objecto de Estudo

3.1.1 Enquadramento do problema

O Salto em Comprimento (SC) é uma das disciplinas técnicas do Atletismo que tem sido intensamente estudada desde os anos 60 até aos nossos dias (Ozolin, 1965; Lukman, 1974; Hay e Miller, 1985; Bruggemann e Nixdorf, 1990; Hay, 1994). Uma análise atenta à literatura mostra que a identificação dos factores limitadores do rendimento, a descrição da técnica dos saltadores de elite e da corrida de aproximação (CA), entre outros aspectos, foram alvo de intensa pesquisa. Também a procura de uma relação funcional entre diferentes variáveis e a distância saltada mereceu grande atenção (Balllreich, 1970; Hay *et al.,* 1986; Hay e Nohara, 1990; Bruggemann e Nixdorf, 1990).

Tendo como ponto de partida a máxima distância de salto, e na tentativa de perceber os fenómenos que a limitam, a chamada parece ser a fase central a considerar (Popov, 1983; Ovanesian, 1985; Lees *et al.,* 1994). É ali que identificamos o problema central do SC, que reside na transformação de parte da velocidade horizontal em velocidade vertical, com a menor perda de velocidades possível (Hay e Miller, 1985; Lees *et al.,* 1994). Esta fase é crítica para o desempenho pelo facto da velocidade horizontal ser muito elevada (Ridka-Drdacka, 1986) e a duração da chamada extremamente curta. As actuais tendências, no que toca ao comportamento dos atletas durante esta fase, apontam para: (i) uma optimização da relação entre as componentes horizontal e vertical da velocidade (Ballreich, 1970; Bruggemann e Nixdorf, 1982); (ii) grandes incrementos na componente vertical da velocidade, à custa de um decréscimo semelhante da componente horizontal (Tiupa *et al.,* 1982) e (iii) minimização das perdas da componente horizontal da velocidade (Dyson, 1971; Michailov, 1981; Tellez, 1980). Contudo, para que essa transformação seja bem sucedida e se encontre uma técnica óptima para um dado sujeito, importa conhecer, para além das condicionantes dinâmicas e cinemáticas, o comportamento do sistema músculo-esquelético nessa fase.

Durante a chamada do SC observamos que o encurtamento muscular é precedido de um alongamento, o que ocasiona uma maior potência no instante de saída. Este processo é conhecido como ciclo de alongamento (fase excêntrica) e encurtamento (fase concêntrica) muscular - CAE. A literatura está recheada de estudos que descrevem este fenómeno (Cavagna *et al.,* 1965; Bosco *et al.,* 1981; Komi, 1984), o qual é característico dos saltos, corridas e lançamentos. O CAE põe de manifesto uma questão muito actual que consiste em perceber como a energia elástica armazenada na fase excêntrica do movimento pode melhorar a potência no instante de saída na fase concêntrica (Komi, 1984; Bobbert *et al.,* 1986; Farley, 1997; van Ingen Schenau et al., 1997). Esta acção é de suma importância para o desporto em geral e para o SC em particular, sendo um dos aspectos centrais no processo de treino de um saltador.

Outra questão de grande importância reside na selecção de uma variante técnica para um dado saltador. A este respeito é curioso verificar a quase inexistência de textos que abordem este assunto. A prática diz-nos que essa selecção é efectuada através de critérios menos objectivos, tais como a imitação do campeão do mundo ou relações estabelecidas entre as características antropométricas e as variantes técnicas.

Pela diversidade e quantidade de conhecimentos entretanto produzidos relativamente ao SC, era de supor que houvesse um crescimento nos resultados desportivos obtidos tanto pelos homens como pelas mulheres. Contudo, contrariamente às expectativas, constata-se que o resultado desportivo nos homens, e mais significativamente nas mulheres, permaneceu estável ou, inclusivamente, decresceu (Arampatzis *et al.,* 1998). Provavelmente esta situação ficou a dever-se ao uso de estratégias que conduziram a uma informação macroscópica da realidade, sendo que poucos discutiram o papel dos diferentes segmentos corporais durante a chamada ou ainda das propriedades mecânicas do complexo músculo-tendinoso. Provavelmente, a combinação das informações relativas aos parâmetros internos e externos parece, em nosso entender, decisiva para a identificação da técnica mais adequada para um dado sujeito, bem como para a compreensão dos fenómenos associados a um dado resultado, para além de permitir a tomada de decisões referentes ao processo de treino.

Pela revisão da literatura é possível constatar que os investigadores tentaram, ao longo das últimas décadas, prever e identificar os factores limitadores para o resultado no SC (Ozolin, 1965; Lukman, 1974; Hay e Miller, 1985; Bruggemann e Nixdorf 1990; Hay, 1994; Lees, *et al.,* 1994). Dessas observações derivou-se para

o objectivo da procura de meios e métodos que permitissem melhorar o treino, considerando as características biomecânicas desta disciplina.

O problema central desta pesquisa consiste em prever/encontrar soluções óptimas de salto para um dado sujeito tendo em conta as propriedades elásticas músculo-esqueléticas. Para abordarmos esta questão vamos: (1) identificar os parâmetros mais relevantes para maximizar a prestação desportiva, (2) desenvolver um modelo computacional do sistema músculo-esquelético do corpo humano considerando as características individuais da unidade músculo tendão para simular e optimizar a técnica.

Conjuntamente com os aspectos internos, as informações relativas às condições externas finais do movimento, obtidas através de meios cinemáticos e dinâmicos, contribuirão para a efectivação do nosso propósito. Assim, este trabalho incide na dinâmica directa tendo como variável fundamental de optimização o estado de activação e controlo muscular, para identificar a solução óptima de salto para cada sujeito. O critério óptimo é definido por: (i) maximização da similitude entre os resultados obtidos pela simulação computacional e a *performance* real; (ii) optimização dos processos energéticos (energia mecânica, potência muscular) que permitam obter um resultado máximo.

3.2 Objectivos

O objectivo do presente trabalho consiste em encontrar soluções óptimas de salto para um dado sujeito, considerando as propriedades elásticas músculo-tendinosas e identificar os parâmetros cinemáticos e dinâmicos limitadores do rendimento no SC, considerando o estado actual da investigação nesta especialidade do Atletismo.

3.2.1 Objectivos específicos

1. Identificar os parâmetros cinemáticos limitadores do rendimento no SC.

1.1. Estudo da Corrida de Aproximação

1.2. Balanço energético da chamada considerando o saltador como um corpo rígido

1.3. A aerodinâmica na fase aérea

2. Identificar e caracterizar alguns parâmetros cinemáticos e dinâmicos, limitadores do rendimento no SC, relacionados com os aspectos técnicos considerando o saltador como um conjunto de corpos rígidos.

2.1. Estudo das curvas das forças de reacção do solo durante a chamada

2.2. Estudo do saltador como um sistema massa-mola simples

2.3. Estudo do saltador como um sistema de duas massas e duas molas

3. Determinar as propriedades elásticas mecânicas musculares

4. Determinar as estratégias de controlo da activação muscular, para um dado sujeito, durante o SC.

5. Prever a técnica óptima de salto considerando o saltador como um conjunto de corpos articulados

6. Simular a técnica óptima de salto

3.3 Material e Métodos

3.3.1 Caracterização da amostra

A amostra foi constituída por um conjunto de saltadores de diferentes categorias e de ambos sexos.

Quadro 3.1. Caracterização geral da amostra (a) femininos e (b) masculinos – Idade (anos), altura (m) e peso (kg) de cada atleta e respectivo recorde pessoal no SC (m).

a)

Atleta	Sexo (F)	Idade (anos)	Altura (m)	Peso (kg)	R. Pessoal (m)
SC	F	23	1.74	66.5	5.83
LS	F	18	1.74	63.1	5.77
MA	F	18	1.73	54.2	5.45
CF	F	20	1.65	56	5.82
PG	F	22	1.66	59	5.74
SC	F	22	1.71	61	5.96
MF	F	21	1.75	67	5.66
EA	F	18	1.72	59	5.17
RM	F	19	1.74	58	5.20
$\bar{x}$	-	**20.11**	**1.715**	**60.42**	**5.62**
sd	-	**1.96**	**0.03**	**4.41**	**0.36**

b)

Atleta	Sexo (F)	Idade (anos)	Altura (m)	Peso (kg)	R. Pessoal (m)
YS	M	18	1.88	76.1	6.37
NM	M	22	1.85	83.7	7.08
GA	M	23	1.83	79	7.85
JS	M	21	1.71	66.7	6.99
PO	M	22	1.85	78	7.45
RC	M	23	1.81	76.5	7.04
NF	M	31	1.87	90	6.81
P	M	25	1.82	74.5	6.98
M	M	31	1.83	76	7.54
BR	EM	22	1.82	75	6.82
$\bar{x}$	-	**24**	**1.83**	**77.83**	**7.12**
sd	-	**4.38**	**0.05**	**6.39**	**0.42**

Os atletas estavam classificados nos primeiros lugares do *ranking* nacional da sua categoria, pelo que foram seleccionados para participar em estágios nacionais promovidos pelo sector de saltos da Federação Portuguesa de Atletismo, em conjunto com a Faculdade de Ciências do Desporto e de Educação Física da Universidade do Porto (FCDEF-UP). Os estágios decorreram nas instalações da FCDEF-UP, em recinto coberto. Foram realizados dois estágios para um total de 21 atletas, sendo 11 do sexo masculino e 10 do sexo feminino. Registaram-se um total de 120 ensaios, e os resultados variaram, nas mulheres, entre e os 4.95 e os 5.54 m e, nos homens, entre os 5.59 e os 7.20 m.

De acordo com o quadro 3.1 podemos observar que a nossa amostra foi constituída por 21 atletas do sexo masculino e feminino com idades compreendidas entre 18 e 31 anos, para uma média de 20.11±1.96 e 24±4.38 anos, com alturas compreendidas entre 1.65 e 1.87 m, com um valor médio de 1.72±0.03 e 1.83±0.05, com um peso corporal entre os 54.2 e 90 kg, em média 60.4±4.41 e 77.8±6.4 kg respectivamente. Relativamente a experiência na prática desta especialidade do atletismo estes atletas apresentavam em média, 4.13±2.42 anos de treino. A média do melhor resultado da nossa amostra era de 5.62±0.36 m e de 7.12±0.42m, respectivamente para o sexo feminino e para o sexo masculino.

Todos os atletas integravam os 10 primeiros lugares do *ranking* português das épocas de 1999 a 2001, sendo 3 campeões nacionais.

Para análise foram seleccionados aqueles ensaios que tivessem sido bem sucedidos. Dos ensaios efectuados, 16 foram invalidados por violação das regras que regem esta especialidade. Por problemas técnicos foram expurgados 8.

3.3.2 Material utilizado

O material utilizado visou a recolha de dados cinemáticos e dinâmicos:

- 1 Câmara de vídeo, alta-frequência
- 1 Câmara de vídeo, *JVC SVHS-C*
- 1 par de células fotoeléctricas
- 1 radar *stalker ATS*
- 5 Tripés
- 1 plataforma *Bertec 4060-15*
- 3 computadores
- 1 mecanismo de sincronização especialmente desenvolvido para o efeito

- Sistema de processamento informático de imagens da «*Peak Performance Technologies Inc*» - Peak 5.
- Sistema de processamento informático de imagens Ariel da *APAS System*

3.3.3 Procedimentos gerais para a recolha de dados

Os dados foram recolhidos em 2 momentos. As sessões iniciaram-se por um aquecimento livre de 25 minutos de duração. As características deste aquecimento assemelharam-se à preparação para uma competição. A seguir ao aquecimento os atletas realizaram testes sucessivos de adaptação progressiva aos aparelhos de medição, nomeadamente impulsões sobre a plataforma de forças que foi utilizada para os registos dinamométricos e acelerações com registos de velocidade através do radar.

Após o aquecimento e adaptação aos equipamentos de medição, procedeu-se à recolha de dados. A actividade consistiu na realização de 6 ensaios por cada atleta, sendo 3 com corrida incompleta e três com corrida completa.

Uma das variáveis chave para o resultado no SC é a velocidade (Hay, 1981). Assim, ela constituí-se como umas das variáveis fundamentais a manipular para analisar as respostas do sistema, representado pelo saltador. A manipulação desta variável em condições que exijam o maior empenho do sujeito parece ser determinante para a identificação (i) das suas fraquezas tanto do ponto de vista técnico como condicional e, (ii) das características músculo-esqueléticas que o caracterizam.

Para resolver esta questão recorremos a dois meios habitualmente utilizados pelos praticantes desta especialidade, nomeadamente a CA completa e incompleta. A utilização destes meios pressupõe a utilização da máxima velocidade disponível em função da variante de corrida utilizada. Mecanismos relacionados com a determinação da precisão da corrida e o comportamento das propriedades músculo tendinosas, nomeadamente a rigidez do sistema, podem provavelmente ser compreendidas através desta manipulação.

Os dados referentes à CA e chamada foram registados através de um velocímetro colocado frontalmente, duas câmaras de vídeo colocadas no plano sagital e uma plataforma de forças colocada no local da chamada (Figura 3.1). Esta situação experimental permitiu, *a posteriori,* a determinação dos parâmetros cinemáticos e dinâmicos relativos a cada salto.

Os dados antropométricos relativos ao peso e altura, foram colhidos nesta mesma fase, utilizando uma balança com aproximação às gramas e uma fita métrica graduada em milímetros.

3.3.4 Recolha de dados para análise cinemática e dinâmica

Para a recolha das imagens e dados dinamométricos, durante a CA e a chamada, foi montado um dispositivo geral constituído por duas câmaras de vídeo, uma de alta frequência a 1000Hz e a outra normal, i.e., de baixa frequência (25 imagens/s), uma plataforma de forças a uma frequência de aquisição de 1000Hz e um velocímetro, todos sincronizados electronicamente. Na figura 3.1 está representado o *set up* geral utilizado para a recolha dos dados.

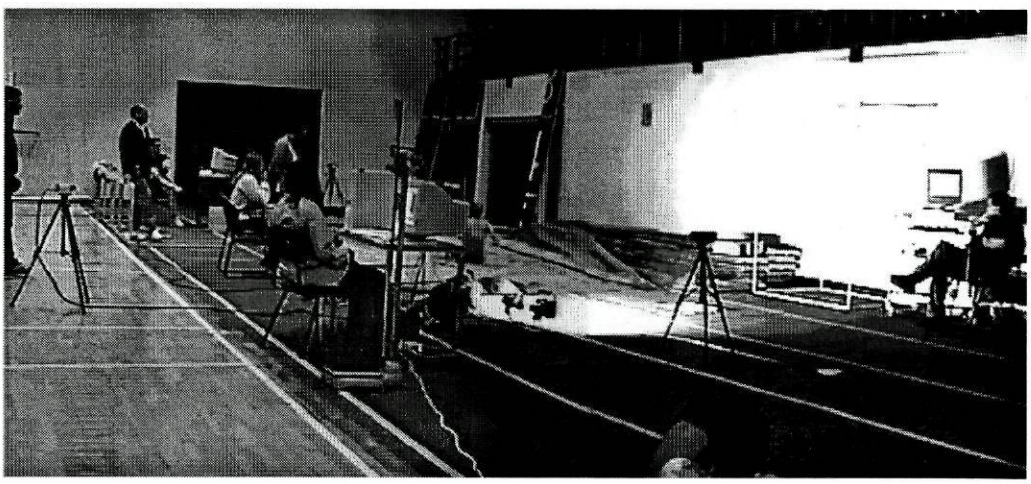


Figura 3.1. Ilustração do *set up* geral utilizado para a recolha dos dados cinemáticos e dinâmicos referentes a CA e chamada do SC.

Para a sincronização foi utilizado um *trigger* geral desenvolvido no Laboratório de Biomecânica da FCDEF-UP, que recebia um sinal de 12 V, proveniente de um par de células fotoeléctricas colocadas a 2 m da plataforma de forças quando o atleta cruzava o feixe emitido por estas. Este *trigger* possuía três saídas que, simultaneamente, cortavam a linha de aquisição de dados do computador ligado ao velocímetro, e accionavam a câmara de alta frequência e a plataforma de forças, que se encontravam em módulo de espera pela emissão de um sinal eléctrico de 5V.
Os dados para a análise cinemática e dinâmica foram obtidos considerando a fase da CA e chamada, as quais serão alvo de uma descrição independente.

3.3.4.1 Procedimentos relacionados com a recolha dos dados cinemáticos relacionados com a Corrida de Aproximação

3.3.4.1.1 Recolha de imagens

Para a recolha de imagens referentes a fase da CA, destinadas à análise cinemática, foi utilizada uma câmara de vídeo *JVC-SVHS*. A câmara foi colocada paralelamente à linha média do corredor de saltos, sobre um tripé, móvel no eixo longitudinal. O seu eixo óptico foi nivelado com a horizontal a uma altura de 1.10m. O operador seguia o atleta do início ao fim da sua CA. O ponto onde a câmara foi colocada foi função de um ponto médio considerando a CA dos diferentes participantes, tanto para a corrida incompleta como para a corrida completa.
A câmara foi regulada para uma velocidade de obturação de 1:500 s e o *zoom* foi aberto de modo a captar aproximadamente 1,5 m para cada lado em relação ao ponto onde o eixo óptico cruzava perpendicularmente a imagem do saltador no plano sagital. De referir que esta câmara não se encontrava sincronizada com os outros equipamentos utilizados na recolha de dados. Desta câmara foram obtidos dados referentes ao número de *frames* de toda a CA e os instantes em que foram realizados os apoios.

3.3.4.1.2 Recolha de dados referentes às velocidades instantâneas

Para a recolha dos dados relativos às velocidades instantâneas obtidas ao longo da CA foi usado um velocímetro *doppler* (*Stalker-Profissional Sports Radar*), acoplado a um computar PC e a uma unidade de sincronização. Esta unidade estava conectada a um par de células fotoeléctricas colocadas a 2 m do ponto de chamada, constituído por uma plataforma de forças. O velocímetro utilizado, apresenta um ângulo de abertura de 9º e um erro de 0.013 m/s para um ângulo de 0º entre a direcção do seu feixe e a direcção do objecto que se desloca. Este velocímetro possui diversas configurações i.e., velocidades, em função das características do objecto a ser medido. Pelo facto de se tratar de humanos, que se deslocam a velocidades até 11 m/s, a configuração usada foi: **(i) *Setup menu* H:225 e Lo=0, e (ii) *Range=Low.*** O velocímetro foi colocado sobre um tripé fixo e nivelado no plano frontal relativamente ao deslocamento do sujeito, próximo do extremo final da caixa do SC, a uma distância de 11.75 m do ponto de chamada e a 13.75 m do par de células fotoeléctricas.

Este velocímetro estava sincronizado, através desse par de células fotoeléctricas, com outros equipamentos que tomavam parte na recolha de dados, por forma a calcular posteriormente diversas variáveis de interesse. A recolha de dados iniciava-se manualmente, instantes antes do atleta iniciar a sua CA e finalizava automaticamente quando cruzava o feixe das células fotoeléctricas. Através do velocímetro foram recolhidos dados referentes aos tempos, velocidades, acelerações e distâncias da CA.

3.3.5 Recolha de imagens e dados dinamométricos referentes à chamada

3.3.5.1 Cinemática

Para a recolha de imagens destinadas à análise cinemática da chamada, foi utilizada uma câmara de vídeo de alta frequência, regulada para uma frequência de aquisição de 1000 Hz e acoplada a um computador PC munido de *software* específico para recepção das imagens provenientes da câmara. A câmara foi colocada no enfiamento da plataforma de forças, sobre um tripé, a uma altura de 1.10 m, de forma fixa, nivelando o seu eixo óptico com a horizontal de modo a formar um ângulo recto com a linha média do corredor de saltos. A câmara foi posicionada de forma a captar todas as acções realizadas pelo saltador durante a chamada, desde o instante de recepção até à saída no plano sagital. Visto a frequência de aquisição ser muito elevada e a iluminação insuficiente, foi necessária a utilização de 6 iluminadores de halogéneo de 250 W colocados paralelamente no eixo da corrida e afastados entre si por uma distância de aproximadamente 1 m, de modo a iluminar todo o local onde se desenrolava a chamada. A câmara estava programada de modo a ser accionada quando recebesse um sinal eléctrico de 5 V proveniente do *trigger* geral.

Antes de iniciar a recolha de imagens procedeu-se ao registo de um referencial constituído por uma estrutura metálica, cujas dimensões eram 200cm de altura, 150cm de comprimento e 100cm de largura, de modo a efectuar a calibração da câmara e a reconstrução bidimensional das coordenadas obtidas na digitalização em valores reais. Os pontos do volume a digitalizar estavam marcados com coordenadas (x, y) conhecidas e constituíam 4 pontos não colineares que abarcavam toda a área onde se desenrolava a chamada.

3.3.5.2 Dinamometria

A dinamometria centrou-se neste estudo na avaliação das forças de reacção do solo durante a chamada. Para recolha de dados dinamométricos utilizamos uma plataforma de forças *Bertec 80204 (406015)* ligada a uma unidade electrónica de amplificação e adaptação de sinais, que estava conectada a uma placa de conversão A/D de 16 Bits (*Biopac*) e a um computador PC. A frequência de amostragem para a aquisição de dados foi programada no *MP100.2.0 (Biopac)* para 1000 Hz. Antes do início da aquisição de dados foi efectuada a verificação da matriz de calibração e testado o nível de *offset*. Pelo facto de existir um elevado ruído eléctrico na rede das instalações do polidesportivo da FCDEF-UP, a plataforma de forças foi ligada a uma *UPS*. Também foram regulados os amplificadores que, ligados às células de carga, permitem obter tensões proporcionais em cada célula. Para o caso particular do SC, por se verificarem elevados valores de força nas componentes anteroposterior e vertical, os ganhos nos canais correspondentes foram mantidos em 5 e 2, enquanto os restantes 4 foram mantidos em 10, com o intuito de evitar a saturação do sinal e a inviabilização dos dados.

A plataforma de forças *Bertec* permite o cálculo das três componentes da força de reacção no solo, as coordenadas do centro de pressão e respectivos instantes. Define-se assim um sistema tridimensional de coordenadas (x, y, z), onde as componentes vectoriais da força podem ser observadas, nomeadamente a vertical (Fz), a antero-posterior (Fy) e a médio-lateral (Fx), em função da variável tempo.

Por outro lado, a plataforma, através da programação do *Biopac,* estava sincronizada electronicamente com os outros equipamentos que tomaram parte na recolha de dados, pelo que era accionada através da recepção de um sinal de 5v proveniente do *trigger* geral. A verificação da recolha de dados durante a chamada efectuou-se através da confirmação de que os valores do *offset* inicial e final eram iguais, apresentando idealmente um valor em torno de zero.

3.3.6 Procedimentos associados a recolha de dados cinemáticos da fase aérea

Os dados referentes à fase aérea do SC, não foram recolhidos durante o estágio por nós desenvolvido, mas sim na final dos Campeonatos Nacionais de Clubes de Pista Coberta. No estágio foram recolhidos dados relativos à fase da chamada e aos primeiros instantes da fase de voo. Partindo do princípio de que o momento

angular em trajectória aérea se conserva (Spiegel, 1973), as informações relativas ao instante de saída e primeiros *frames* da fase de voo são suficientes para a nossa análise, desde que tenhamos valores de referência.

O protocolo que passamos a apresentar foi o utilizado para à obtenção de imagens de toda a fase aérea. Esta acção justificou-se pela necessidade de informações de referência relativas ao momento angular produzido por cada uma das variantes técnicas na fase aérea. Esta informação permite-nos, *a posteriori,* proceder à simulação e verificação da adequação das técnicas utilizadas pelos nossos sujeitos na fase aérea, em função do momento angular produzido.

Na recolha das imagens para a determinação do momento angular, foi utilizada uma câmara de vídeo de alta frequência, regulada para uma frequência de aquisição de 125 Hz e acoplada a um computador, munido de *software* específico para recepção das imagens provenientes da câmara. Também faziam parte da nossa instrumentação um par de células fotoeléctricas colocadas a 2 m da tábua de chamada e ligadas a um mecanismo de sincronização que se encontrava, por seu lado, ligado ao computador. Quando o atleta cruzava o feixe emitido pelas células, era emitido um sinal eléctrico de 12 volts para a caixa de sincronização e desta um sinal de 5 volts que accionava a câmara.

A câmara foi colocada sobre um tripé, estando o eixo óptico perpendicular à linha média da caixa de saltos, de modo a captar, no plano sagital, toda a fase de voo, i.e., desde os instantes finais da chamada até a recepção. A câmara foi regulada para uma velocidade de obturação de 1:500 s e o zoom aberto de modo a captar toda a trajectória aérea.

3.3.7 Procedimentos associados ao tratamento e análise dos dados cinemáticos

3.3.7.1 Cinemática

As imagens recolhidas pela câmara de alta frequência, referentes à fase da chamada, e a de baixa frequência, relativas a fase da CA, bem como os dados do velocímetro, foram posteriormente tratados e analisados no laboratório de Biomecânica da FCDEF-UP. As imagens recolhidas foram tratadas pelo sistema video-analógico de medição *Ariel APAS System* na sua versão bidimensional (2D).

O *hardware* por nós utilizado foi constituído por um computador PC, um leitor de vídeo *(Panasonic AG 7355)*, uma impressora, um *drive* externo *Iomega* e um leitor e gravador de *compact disks Hewlet Packard CD-Writes Plus 9210i.*
Para o tratamento dos dados provenientes do radar recorremos a uma folha de cálculo *Excel.*
De seguida passaremos a apresentar os procedimentos seguidos para o tratamento e análise das imagens registadas através do sistema *Ariel* e da folha de cálculo.

3.3.7.2 Corrida de aproximação

3.3.7.2.1 Imagens

As imagens registadas durante a CA pela câmara *JVC-SVHS*, foram reproduzidas pelo vídeo *Panasonic SVHS AG 7355* a uma frequência de 50 Hz e convertidas em *AVI* através do módulo *Capture* do *APAS*. Posteriormente, passou-se à contagem dos fotogramas ao longo da CA e à determinação dos instantes de recepção de cada passo.

3.3.7.2.2 Velocímetro

Os dados obtidos através do velocímetro foram tratados numa folha de *Excel*. De referir que os valores das diferentes variáveis obtidas pelo velocímetro não representavam a totalidade da CA, devido à interrupção na obtenção de dados quando o atleta cruzava o feixe emitido pela célula. Por essa razão houve necessidade de: (i) determinar o tempo total da CA, o que foi conseguido através da câmara móvel, pela multiplicação do número de fotogramas obtidos pela sua frequência; (ii) adicionar à coluna-tempo do radar a diferença de tempo entre a célula e a plataforma; (iii) após estas operações, passou-se à inversão e determinação do tempo relativo da coluna tempo; (v) inversão da coluna distância.
Posteriormente passou-se ao cálculo de outras variáveis de interesse, nomeadamente:

a) Amplitude de passo de toda a CA, determinada pela diferença na distância entre dois apoios consecutivos na coluna distância invertida, em função do instante em que se produzia a recepção.
b) Velocidade média na parte final da CA. Na literatura é comum a determinação desta variável pelo tempo decorrido entre células fotoeléctricas colocadas a 1m, 6m e 11m do local de chamada,

denominando-se as mesmas de 11-6m e 6-1m. (Bruggeman e Nixdorf, 1990; Susanka e Col., 1990; Arampatzis et al., 1997). Neste estudo estas velocidades foram calculadas recorrendo às colunas tempo e distância invertida, considerando as distâncias apresentadas na literatura.

c) Frequência de passo da CA. Para o cálculo desta variável foi necessário (i) criar uma coluna-tempo tendo em conta os instantes de recepção determinados pela contagem dos fotogramas da câmara móvel; (ii) cálculo da frequência de passo ao longo da CA, como a razão entre a unidade de tempo e o tempo de duração do passo. O tempo de duração do passo resulta da soma entre o tempo de apoio e o tempo de voo.

3.3.7.3 Chamada

As imagens obtidas durante a chamada pela câmara de alta frequência, foram tratadas exclusivamente através do sistema *Ariel* exceptuando a conversão das imagens em *AVI*.

A conversão das imagens obtidas foi efectuada automaticamente pelo *software* associado à câmara de alta frequência aquando do seu armazenamento no computador a que estava acoplada. Estas imagens foram armazenadas a uma frequência de 1000Hz.

Passaremos à descrição dos procedimentos seguidos no tratamento das imagens no Sistema *Ariel*.

1- Criação do modelo espacial. Para estudar os movimentos observados na chamada foi elaborado um modelo espacial constituído por 21 pontos anatómicos, cujas características inerciais dos segmentos formados pelas ligações entre os diversos pontos foram retiradas do modelo antropométrico de Zatsiorsky et al. (1983), adaptado por Paolo de Leva (1996). A partir daqui o sistema era capaz de desenhar a "*stick figure*". No Quadro 3.2 apresentamos os pontos de referência anatómicos digitalizados em cada fotograma, bem como as ligações entre eles.

2- Introdução das coordenadas de posição (x, y) do sistema de referência utilizado e características antropométricas dos sujeitos, nomeadamente altura e peso.

3- Digitalização manual dos pontos de referência anatómicos e do ponto de controlo em cada fotograma.

4- Reconstrução bidimensional das diferentes chamadas realizadas por cada um dos sujeitos, recorrendo ao algoritmo "*Direct Linear Transformation*", desenvolvido por Abdel-Aziz e Karara (1971).

5- Filtragem dos dados. Para a filtragem dos dados recorremos à rotina *Digital Filter* do módulo *Filter* do *APAS,* com o intuito de suavizar e/ou remover os erros decorrentes do processo de digitalização.

6- Cálculo das variáveis cinemáticas de interesse e sua visualização através de gráficos numéricos e pictóricos.

Quadro 3.2. Pontos anatómicos de referência, e segmentos representados pelas ligações dos pontos digitalizados.

Nº	Pontos Anatómicos	Ligações	Segmento	Tipo de Ligação
1	Vertex	-	-	
2	Cervical	Vertex	Cabeça	
3	Ombro Direito	-	-	
4	Cotovelo Direito	Ombro Direito	Braço Direito	
5	Pulso Direito	Cotovelo Direito	Antebraço Direito	
6	Dedo Direito	Pulso Direito	Mão Direita	
7	Ombro Esquerdo	Ombro Direito	-	Ligação 1
8	Cotovelo Esquerdo	Ombro Esquerdo	Braço Esquerdo	
9	Pulso Esquerdo	Cotovelo Esquerdo	Antebraço Esquerdo	
10	Dedo Esquerdo	Pulso Esquerdo	Mão Esquerda	
11	Trocanter Direito	Ombro Direito	-	
12	Trocanter Esquerdo	Trocanter Direito e Ombro Esquerdo	Tronco	Ligação 2
13	Joelho Direito	Trocanter Direito	Coxa Direita	
14	Tornozelo Direito	Joelho Direito	Perna Direita	
15	Calcanhar Direito	Tornozelo Direito	-	
16	5º Metatarso Direito	Calcanhar Direito e Tornozelo Direito	Pé Direito	
17	Joelho Esquerdo	Trocanter Esquerdo	Coxa Esquerda	
18	Tornozelo Esquerdo	Joelho Esquerdo	Perna Esquerda	
19	Calcanhar Esquerdo	Tornozelo Esquerdo	-	
20	5º Metatarso Esquerdo	Calcanhar Esquerdo e Tornozelo Esquerdo	Pé Esquerdo	

Em cada ensaio estudado foram recolhidos os valores dos seguintes parâmetros Cinemáticos:

1. Velocidades do Centro de Massa (CM) nos instantes de recepção (VCM Rec), máxima flexão do joelho (VCM MFJ) e saída (VCM Saí).
2. Velocidades Horizontais do CM nos instantes de recepção (VCM Rec), máxima flexão do joelho (VCM MFJ) e saída (VCM Saí).
3. Velocidades Verticais do CM nos instantes de recepção (VCM Rec), máxima flexão do joelho (VCM MFJ) e saída (VCM Saí).
4. Velocidade Angular do tornozelo do membro inferior de chamada nos instantes de recepção (Vang T Rec), na saída (Vang T Saí), instante e máxima velocidade do tornozelo.
5. Velocidades angular do Joelho do membro inferior livre nos instantes de recepção (Vang J Rec), saída (Vel J Saí), instante e máxima velocidade angular do joelho (MáxVang J)
6. Ganhos de Velocidade Vertical entre os instantes de recepção e máxima flexão do joelho (Vy Rec-MFJ) e entre os instantes de máxima flexão do joelho e saída (Vy MFJ-Saí).
7. Perdas de Velocidade Horizontal entre os instantes de recepção e o instante de saída (PVx).
8. Ângulos (º) de saída (Âng Saí).
9. Ângulos (º) Centro de Massa - Calcanhar nos instantes de recepção (Âng CM-Calc Rec) e saída (Âng CM-Calc Saí).
10. Ângulos (º) do Joelho da perna de chamada nos instantes de recepção (Âng J Rec), máxima flexão do joelho (Âng J MFJ) e saída (Âng J Saí).
11. Ângulo (º) do Tornozelo da perna de chamada no instante de recepção (Âng T Rec), saída (Âng T R Saí), instante e valor do mínimo no tornozelo (Âng T Min).
12. Perdas na distância de recepção
13. Tempo de apoio (TA).
14. Distância percorrida pela anca durante o apoio.

3.3.8 Procedimentos associados ao tratamento dos dados dinâmicos.

3.3.8.1 O Dinamteste

Para o tratamento dos dados referentes às forças de reacção do solo, foi desenvolvido um *software* denominado *"Dinamteste"* em ambiente *Matlab*. Este programa foi baseado nos estudos de Tiupa *et al.*, (1982) e permitiu proceder à decomposição das componentes vertical e anteroposterior da força de reacção do solo em áreas, com os respectivos intervalos de tempo e impulsos, considerando-se os valores máximos e mínimos da força e o instante em que ocorreram (Figura 3.2).

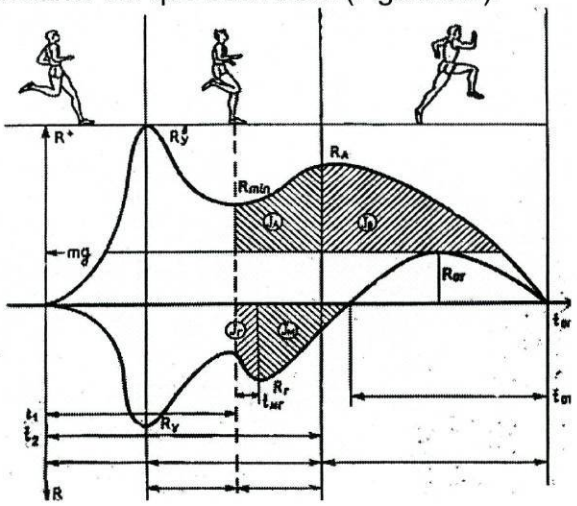


Figura 3.2. Representação das curvas de força de reacção do solo (adaptado de Tiupa *et al.*, 1982).

Este programa permite relacionar as posições instantâneas do sujeito consideradas "chave" e as forças desenvolvidas durante a chamada.

Na figura 3.2 distinguem-se três instantes. O primeiro representa o instante de recepção e é caracterizado pelo corpo estar algo atrasado em relação ao ponto de apoio. As componentes das forças de reacção do solo são de grande intensidade, observando-se um máximo local na componente vertical da força. O segundo instante decorre do primeiro máximo local até um segundo máximo, transitando por um mínimo local, ainda na componente vertical das forças de reacção do solo, que é caracterizado pelo sujeito atingir a verticalidade no apoio. De referir que será nesta fase que ocorrerá o mínimo valor do ângulo do tornozelo, seguido pelo mínimo do joelho. Para finalizar, observa-se um terceiro e último instante, que decorre do segundo máximo até ao instante em que o sujeito perde o contacto com o solo.

Ainda em relação às curvas da força de reacção do solo, é de salientar que a entidade física utilizada para análise das diferentes áreas é o impulso e noutras representações gráficas é o gradiente de força. Apesar do trabalho e da potência serem duas grandezas frequentemente associadas à eficiência das actividades desportivas (Cavagna e Kaneko, 1977; Winter, 1979; Ito *et al.*, 1983; Kaneko, 1990), para aquelas situações onde não seja visível o deslocamento elas não nos permitem uma interpretação realista do fenómeno em estudo. Tomando como exemplo um sujeito que realiza trabalho isométrico, se pretendermos calcular no final do exercício o trabalho produzido conclui-se que o resultado seria nulo. Este resultado advém do facto do trabalho considerar o deslocamento para a sua determinação. Como neste exemplo não existe deslocamento externo, este método conduz-nos a uma solução nula, o que na realidade não corresponderia à verdade, já que, como sabemos, existe deslocamento das estruturas internas. Sendo a potência obtida à custa do trabalho, então os problemas acima referidos seriam transferíveis para esta grandeza. Assim, a alternativa foi considerar outra grandeza (impulso), que exprime o comportamento da força no tempo e, a partir dela, obter o gradiente de força. Estas grandezas não dependem da variável deslocamento e ambos permitem uma interpretação mais realista dos fenómenos em que a variável deslocamento não é contemplada. Para finalizar, é comum definir os impulsos produzidos em frenantes e aceleradores. Os frenantes reportam-se àqueles impulsos produzidos desde a recepção até ao instante em que a curva de força na componente anteroposterior intersepta o eixo horizontal e é nula, sendo os acelerantes aqueles impulsos produzidos desse instante até à perda de contacto com o solo.

De seguida passamos a descrever como foram seccionadas as curvas para análise.

3.3.8.1.1 Componente vertical da força de reacção do solo (F_Z)

A curva relativa à componente vertical da força de reacção do solo durante a chamada para o SC (figura 3.3-F_Z), foi obtida à custa de 3 pontos notáveis, F_1, F_2 e F_3, observando-se quatro delimitações temporais que são: t_1, t_2, t_3 e t_4. t_1 representa o tempo compreendido entre a recepção e o instante em que a força atinge o seu valor máximo no primeiro pico, ponto F_1; t_2 o período de tempo decorrente do primeiro máximo da força até ao primeiro mínimo (F_2); t_3 o tempo que medeia entre o primeiro mínimo da força ao segundo máximo (F_3); t_4 tempo compreendido entre F_3 e o instante

em que o atleta perde contacto com a plataforma. Para além desta divisão, observa-se outra, constituída por cinco áreas de impulso (A, B, C, D e D_1) onde as três primeiras são equivalentes às primeiras três fases temporais, e as duas últimas são uma subdivisão da área correspondente a t_4. Esta delimitação é realizada considerando o ponto em que o valor da força na componente anteroposterior é zero e transita de negativa para positiva. É de referir também que, habitualmente, o intervalo t_4 é subdividido dando origem a t_4 e t_5 considerando o ponto onde a componente anteroposterior da força (que trataremos no ponto seguinte) é zero com o objectivo de subdividir os impulsos em "frenantes" e "acelerantes".

3.3.8.1.2 Componente anteroposterior da força de reacção do solo (F_Y).

Nesta componente, ver Figura 3.3-F_Y distinguem-se quatro fases temporais, de entre as quais só a primeira (t_1), coincide com o correspondente t_1 da componente vertical da força de reacção do solo; t_2 está compreendido entre o primeiro mínimo e o instante em que a força é nula; t_3, tempo compreendido entre t_2 e o instante em que se verifica um pico máximo na fase de aceleração; e t_4 tempo entre máximo de F_Y até ao instante em que o atleta perde contacto com a plataforma. Estas fases temporais delimitam quatro áreas de impulso, A, B, C e D, respectivamente.

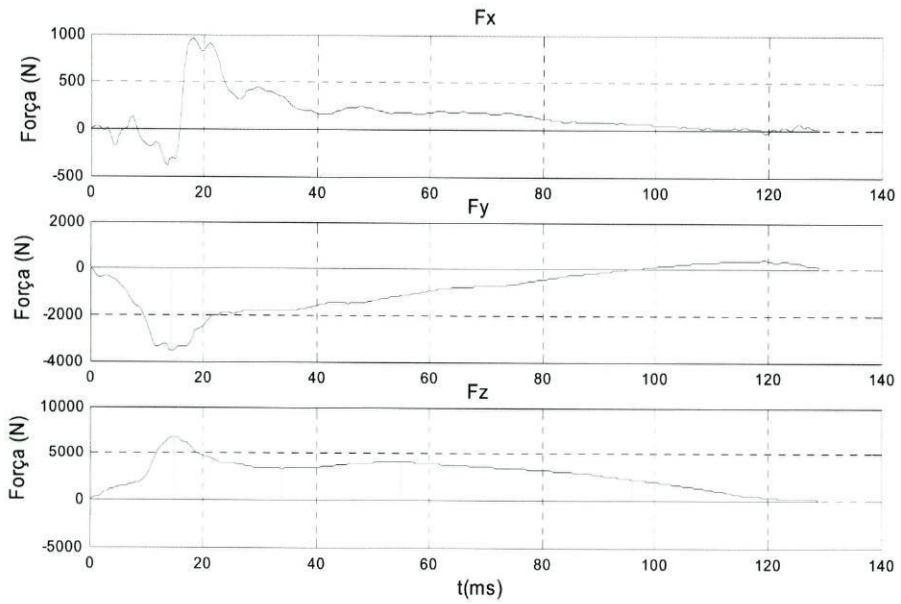


Figura 3.3. Output dos dados relativos às componentes médio lateral (Fx), anteroposterior (Fy) e vertical (Fz) das forças de reacção do solo obtidas através do *Dinamteste*.

Através deste programa é possível proceder à descrição e caracterização da chamada do sujeito, obtendo os valores reais das variáveis que julgamos ser mais relevantes para cada instante da chamada (ver ponto 2.4.1.2 da revisão bibliográfica) Os resultados obtidos são algumas das condições iniciais que permitem iniciar modelos mecânicos e caracterizar o comportamento dinâmico do saltador durante a chamada.

3.3.9 Análise de erros associados ao cálculo do momento angular e ao processo de digitalização.

Quando realizamos uma medida, estamos a proceder à comparação entre um padrão e o objecto ou quantidade em análise (Lyons, 1991). Na generalidade dos casos, essa medida não tem precisão infinita, pelo que existe uma diferença entre o que é medido e o valor real, o que é denominado por erro (Bevington e Robinson, 1992). Distinguem-se dois tipos de erros: (i) sistemáticos e (ii) fortuitos. Os primeiros são difíceis de quantificar e referem-se a desvios sempre iguais nas medidas efectuadas, ou seja afectam-nas de modo igual, estando associados à resolução dos equipamentos. A sua melhoria passa pelo desenvolvimento de uma política de qualidade, ou seja, proceder a um cuidadoso planeamento e execução da experiência e constante calibração dos equipamentos a utilizar. Os segundos afectam as medidas de forma aleatória e podem ter várias fontes. Normalmente, assume-se para este tipo de erro uma distribuição gausseana, aplicando-se o teorema do limite central (Lyons, 1991; Bevington e Robinson, 1992). Para reduzir este tipo de erros, as medidas devem ser repetidas cuidadosamente recorrendo-se também a técnicas estatísticas que minorem os seus efeitos (Carvalho, 2001).
Para determinar o erro associado ao procedimento usado para o cálculo do momento angular e o processo de digitalização, foi escrito um procedimento matemático agregado ao programa principal. Com base na equação diferencial da propagação dos erros, foram determinadas as incertezas relativas e absolutas. Este processo teve como ponto de partida a expansão da série de Taylor até à primeira ordem da função aproximada.

$$f(x_0 + \Delta x) = f(x_0) + \frac{df}{dx}.\Delta x \qquad (3.1)$$

que rearranjada resulta na equação da propagação de erros

$$\Delta f = f(x_0 + \Delta x) - f(x_0) \approx \frac{df}{dx}.\Delta x \qquad (3.2)$$

A quantidade Δx é a incerteza na medição de x, que provoca uma incerteza na quantidade calculada Δf. O procedimento pode ser generalizado para várias dimensões. Por exemplo:

$$\Delta\vec{p} = \vec{p}_{medido} - \vec{p}_{real} = \frac{\partial\vec{p}}{\partial m}\Delta m + \frac{\partial\vec{p}}{\partial v}\Delta v \qquad (3.3)$$

onde $\vec{p}$ representa a quantidade de movimento, m a massa e v a velocidade.
Quando as incertezas não podem ser estimadas/aproximadas por distribuições normais, a expressão acima apresentada é ligeiramente modificada resultando em:

$$(\Delta p)^2 = \sum\left(\frac{\partial L}{\partial m}\right)^2 (\Delta m)^2 + \sum\left(\frac{\partial\vec{p}}{\partial v}\right)^2 (\Delta v)^2 \qquad (3.4)$$

Relativamente ao tratamento do erro deparamo-nos com alguns contratempos, para os quais foi necessário recorrer a diferentes instrumentos de cálculo numérico. O primeiro caso refere-se ao cálculo da incerteza no ângulo. Para resolver o problema definiu-se uma corda que bissecta a caixa de incerteza e dentro dela o nosso ponto com coordenadas (x,y) Figura, 3.4.
Essa caixa representava uma área que perfazia um determinado ângulo cuja variação dava origem a uma corda. Através de *splines* cúbicos foram obtidos os valores do ângulo. Foi também necessário, para a determinação da incerteza associada aos *splines* interpoladores e suas derivadas (incerteza na velocidade linear e angular), recorrer a um esquema de diferenças divididas.

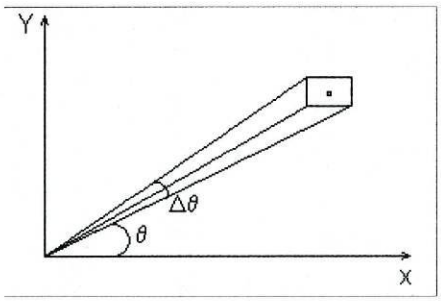


Figura 3.4. Representação da construção para o cálculo da incerteza angular

Ou seja, dada uma amostragem igualmente espaçada, do sinal, utilizámos o polinómio interpolador de 3ª ordem, entre cada quatro pontos e estimamos a incerteza associada. Este polinómio, que não é idêntico mas semelhante aos *splines*, tem uma incerteza associada fácil de calcular.

O polinómio $[0, t_0]$ é

t	x				
0	x_0	x_{01}			
t_0	x_1		x_{012}		
		x_{12}		x_{0123}	
$2t_0$	x_2		x_{123}		x_{01234}
		x_{23}		x_{1234}	
$3t_0$	x_3		x_{234}		
		x_{34}			
$4t_0$	x_4				

cujo resultado é

$$x_3 = x_0 + x_{01}(t-0) + x_{012}(t-0)(t-t_0) + x_{0123}(t-0)(t-t_0)(t-2t_0)$$

A incerteza associada a este polinómio é o termo que lhe deve ser adicionado para obter a interpolante seguinte (de 4ª ordem)

$$\Delta x = x_4(t) - x_3(t) = x_{01234}(t-0)(t-t_0)(t-2t_0)(t-3t_0)$$

Derivando ambos, $x_3(t)$ e $x_4(t)$ obtém-se a incerteza na derivada

$$\Delta(\dot{x}) = \dot{x}_4(t) - \dot{x}_3(t) \leq 3! t_0^3 x_{01234}$$

Um cálculo mais preciso sobre os *splines* revela que o factor 3! = 6 é excessivo (deveria ser 4) mas manteve-se este por segurança.

Para além de se proceder ao cálculo do erro resultante dos diferentes elementos que constituem o momento angular foram determinados os erros associados ao processo de digitalização.

3.3.10 Procedimentos associados ao tratamento estatístico

Os procedimentos estatísticos a que recorremos para a elaboração deste estudo foram:

a) estatística descritiva, média e desvio padrão (estudos 1; 2; 3)
b) método dos mínimos quadrados (estudos 1; 3; 4)
c) t-*student* de medidas independentes (estudos 1; 2)
d) frequências de ocorrência (estudo 2)
e) correlação global (estudo 2)
f) equação de propagação de erros (estudos 5; 6)

A forma como cada um destes procedimentos foi implementado será abordado *a posteriori* em cada um dos estudos onde foram utilizados.

Capitulo 4

4 Identificação dos Parâmetros Limitadores do Rendimento no Salto em Comprimento

4.1 O saltador como uma partícula: aerodinâmica

Uma das formas elementares de estudar o SC passa pela redução do corpo de um dado sujeito a um ponto material, localizado no centro de massa (CM), assumindo que a mesma é representativa dos movimentos observados. Este foi, e continua a ser um dos pontos de partida para o estudo do SC.
Quando um saltador executa um SC a distância (*L*) obtida será dependente do ângulo (θ), velocidade (v) e altura de saída (h) na chamada. Considerando o saltador como um projéctil em queda livre, a distância obtida será:

$$L = \frac{v^2 \sin 2\theta}{2g}\left[1+\left(1+\frac{2gh}{v^2 \sin^2 \theta}\right)^{1/2}\right] \qquad (4.1)$$

A isto vamos acrescentar o efeito do arrasto aerodinâmico e a extensão do corpo do saltador as quais afectam a distância de impulsão e de queda.

4.1.1 Arrasto Aerodinâmico

Como foi referido na revisão da literatura, a distância obtida por um saltador em comprimento (L) é a soma de três distâncias horizontais, nomeadamente, as seguintes distâncias: (i) de impulsão (l_1); (ii) de voo (l_0) e (iii) de queda (l_3). Para este estudo, centraremos a nossa atenção na distância de voo, já que a distância de impulsão e de queda não são afectadas pela aerodinâmica.

4.1.2 Metodologia

4.1.2.1 Amostra

Para este estudo foi considerada a amostra já referida na metodologia geral, embora os sujeitos fossem agrupados como masculinos, femininos e todos.

4.1.2.2 Análise

Para calcular o efeito da resistência do ar quando o saltador se encontra na fase aérea consideramos a equação 4.2, onde o primeiro termo representa o *momentum* e os seguintes termos as forças da gravidade e o arrasto aerodinâmico. A força de arrasto aerodinâmico é aplicada ao corpo na direcção do deslocamento, i.e., paralela à velocidade, mas em sentido contrário.

$$m\frac{d\vec{v}}{dt} + m\vec{g} + \vec{F}_D = 0 \tag{4.2}$$

onde, m = massa do sujeito; g = aceleração da gravidade, $F_D = \frac{1}{2}\rho * v^2 * A * C_D$ é a força de arrasto, ρ=massa específica do ar (1.2 kg*m^{-3}), v = velocidade de saída, A = área da secção transversal do corpo e C_D=coeficiente de arrasto.

Decompondo a equação 4.2 nas suas componentes horizontal (4.3) e vertical (4.5), à custa do ângulo de saída (θ), obtemos:

$$\frac{d^2x}{dt^2} = -kv^2\cos\theta \tag{4.3}$$

Onde k= $\frac{\rho\ A\ C_D}{2\,m}$ é o parâmetro de arrasto

$$\frac{d^2y}{dt^2} = -g - kv^2\sin\theta \tag{4.4}$$

Expandindo através da série de Taylor, assumindo que a velocidade do vento é nula e que os saltos são mais longos do que altos (θ <<1) (Ward-Smith, 1983),

$$y = x\tan\theta - \frac{g}{2vx_0{}^2}x^2 - \frac{gk}{3vx_0}x^3 - \ldots \tag{4.5}$$

Designando o primeiro termo por **c** o segundo por **b** e o terceiro por **a**, teremos que a distância saltada será igual a

$$l = x = -\frac{c}{b} - \frac{ac^2}{b^3} - \ldots \tag{4.6}$$

Não considerando a resistência do ar ($C_D = 0 \Rightarrow k = 0 \Rightarrow a = 0$) a distância saltada será,

$$l_0 = -\frac{c}{b} \tag{4.7}$$

onde l_0=distância saltada simétrica de voo sem considerar a aerodinâmica. Assim, considerando a equação 4.8 e substituindo em 4.7 obtemos

$$l = l_0 - \frac{a}{b} l_0^{\,2} = l_0 - \frac{2}{3} k l_0^{\,2} = l_0 - \frac{l_0^2 \rho}{3m} A C_D = l_0 - \beta \frac{l_0^2 \rho}{3m} \tag{4.8}$$

onde l=distância simétrica de voo, considerando a resistência do ar.
Acrescentando à equação 4.9 as distâncias de impulsão e queda ($\alpha\, hcm$), provenientes da estatura finita do atleta, onde α se refere aos parâmetros geométricos e técnicos durante a impulsão e recepção, sendo que β se relaciona com o parâmetro de arrasto (k) temos

$$L = \alpha\ hcm\ + l_0 - \beta\ \frac{\rho\ l_0^2}{3m} \tag{4.9}$$

Note-se que $\beta = A.C_D$ é dependente do sujeito e, em geral, desconhecido, bem como a constante de proporcionalidade α, dependente da técnica do sujeito. A expressão para a perda aerodinâmica acima obtida, $P_D = \beta \frac{l_0^2 \rho}{3m}$ não considera a existência do vento. Se pretendermos considerar esse efeito bastará alterar o termo de velocidade nessa expressão obtendo-se:

$$P_D^{\,*} = \frac{A C_D \rho (v + v_{ar})^4 \sin^2(2\theta_0)}{3 g^2 m} \tag{4.10}$$

Como a sensibilidade em V_ar é na 4ª potência e em θ apenas na segunda vamos estudar o efeito mais forte. Qual a variação em P_D devida a uma pequena variação em ΔV_ar.

$$\frac{\partial P^*_D}{\partial V_{ar}} = \frac{A C_D \rho\, 4(v + v_{ar})^3 \sin^2(2\theta_0)}{3 g^2 m} = \frac{4 P_D}{v_0 + v_{ar}} \tag{4.11}$$

$$\Delta P_D^{*} = \frac{\partial P_D^{*}}{\partial v_{ar}} \Delta v_{ar} = \frac{4 P_D}{v_0 + v_{ar}} \Delta v_{ar} \qquad (4.12)$$

4.1.2.3 Procedimentos Estatísticos

Utilizou-se o método mínimos quadrados para obter o valor dos parâmetros α e β por ajuste do valor da equação 4.10 aos dados experimentais.
Por razões de estabilidade numérica expandiu-se a secção eficaz A no produto da altura h (conhecida) pela largura eficaz W (desconhecida) obtendo-se

$$L = \alpha * hcm + l_0 - WC_D * \frac{h\rho * l_0^2}{3m} \qquad (4.13)$$

$$= \alpha * hcm + l_0 - \gamma * \frac{h\rho * l_0^2}{3m} \qquad (4.14)$$

e tendo-se feito o ajuste nos parâmetros para α e γ. Aplicaram-se também restrições aos valores possíveis dos parâmetros $\alpha \in [0.26,0.36]$, e $\gamma = \frac{AC_D}{h} \in [0.13,0.24]$.

4.1.3 Resultados

Os resultados relativos às condições cinemáticas no instante de impulsão e alguns indicadores antropométricos da nossa amostra são apresentados no quadro 4.1.

Quadro 4.1. Descrição dos parâmetros cinemáticos no instante de saída da chamada, velocidade de saída (v), ângulo de saída (θ), e altura do centro de massa na saída (hcm), massa (m) e altura dos sujeitos (h).

Amostra	v ($m.s^{-1}$)	m (kg)	h (m)	θ(°)	h_{cm} (m)	α	β (m^2)
Homens (±)	8.56 ±0.49	77.05 ±6.04	1.83 ±0.05	22.9 ±3.15	1.23 ±0.06	0.98	0.20
Mulheres (±)	7.39 ±0.36	59 ±6.71	1.69 ±0.03	21.2 ±3.2	1.14 ±0.04	1.26	0.21
Todos (±)	7.96 ±0.68	67 ±11.08	1.75 ±0.08	22 ±3.2	1.18 ±0.07	1.13	0.21

No quadro 4.2, estão representados os valores relativos às diferentes distâncias obtidas pelos sujeitos, os efeitos aerodinâmicos nas perdas, distâncias de impulsão e recepção e a área eficaz ($A*C_D$).

Quadro 4.2. Distâncias obtidas pelos sujeitos, distância simétrica de voo (l_0), distância teórica simples sem considerar os efeitos aerodinâmicos (D_teor), distância efectiva (D_efect), distância teórica considerando os efeitos aerodinâmicos (D_aero), perdas devido a resistência do ar (P_D*), distância de recepção mais impulsão (D_{IR}), e área eficaz (A^*C_D).

Amostra	l_0 (m)	D_teor (m)	D_efect (m)	D_aero (m)	P_D* (cm)	D_{IR} (cm)	A^*C_D (m^2)
Homens	5.35	7.44	6.41	6.50	0.05	120	0.36
sd	±0.74	±0.67	±0.43	±0.71	±0.01	±0.05	±0.00
Mulheres	3.80	5.77	5.13	5.21	0.03	144	0.36
sd	±0.40	±0.33	±0.23	±0.38	±0.00	±0.05	±0.00
Todos	4.49	6.51	5.70	5.78	0.04	133	0.37
sd	±0.96	±0.98	±0.72	±0.98	±0.01	±0.07	±0.01

Por fim foi verificada a influência da velocidade do vento na perda aerodinâmica (P_D*) e sua variabilidade (ΔP_D*). O ponto de partida para esta análise foi considerar a velocidade do ar nula (V_ar=0), o que é assumido para as competições Indoor, de pista coberta as quais são típicas no inverno. Posteriormente, foram calculados os valores para situações de velocidade do ar contrária ao deslocamento do sujeito (V_ar ≅-2m/s) e favorável (V_ar ≅2m/s). Consideramos 2 m/s pelo facto de ser o valor assumido pela Federação Internacional de Atletismo Amador (IAAF) como o valor limite para validar recordes.

Quadro 4.3. Descrição da influência da velocidade do ar (V_ar), na perda aerodinâmica (P_D*) e sua variabilidade (ΔP_D*) com vento constante, contrário e favorável.

Amostra	P_D* (cm)	ΔP_D* (cm)	P_D* (cm)	ΔP_D* (cm)	P_D* (cm)
V_ar	V_ar=0	V_ar ≅-2m/s	V_ar ≅-2m/s	V_ar ≅2m/s	V_ar ≅2m/s
Homens	-5	-6	-11	4	-1
Mulheres	-3	-5	-8	3	0
Todos	-4	-5	-9	3	-1

4.1.4 Discussão

No Quadro 4.2 são visíveis os valores de A^*C_D que resultam do valor de γ obtido e que são idênticos aos referidos por Nonweiler (1956). Apesar de nos parecerem excessivos, nomeadamente para a amostra feminina, de que resulta um D_{IR} superior ao dos homens, terá pelo menos a ordem de grandeza correcta. Os

resultados apresentados ainda no Quadro 4.2 mostram-nos que as distâncias de impulsão e recepção são muito superiores aos efeitos aerodinâmicos. Por outro lado, é visível uma maior perda aerodinâmica nos homens relativamente às mulheres verificando-se o inverso na D_{IR} como já foi acima referido. Pensamos que esta situação se fica a dever, entre outros factores, ao facto das mulheres apresentarem uma menor área frontal exposta. Por outro lado, o facto dos D_{IR} serem muito superiores as perdas aerodinâmicas significa que os aspectos relacionados com a distância de impulsão, de queda e a técnica são mais relevantes para o resultado que as perdas devido aos efeitos aerodinâmicos. Estas constatações levam-nos a concluir que os aspectos relacionados com a fase de voo não serão os mais relevantes a considerar, seja no treino ou na investigação, pelo que maior atenção deverá ser dada aos factores que afectam a distância de impulsão e de queda, nomeadamente a velocidade e precisão da CA, bem como a técnica de queda. Será nesses factores que poderemos, ou deveremos, intervir para uma melhoria significativa do resultado. Os nossos resultados corroboram os obtidos por Ward Smith (1983) e confirmam que a explicação para o resultado obtido e a técnica seleccionada dependem de outros factores que não os aerodinâmicos.

Após esta análise, verificamos os efeitos da velocidade do ar no resultado (Quadro 4.3). Para tal foram analisadas situações em que a velocidade do ar era constante, favorável e contrária. Os nossos resultados permitiram-nos concluir que quando o vento é contrário num valor semelhante a -2 $m.s^{-1}$ é observada uma maior variabilidade nos resultados. Pelo contrário, quando a velocidade do ar é favorável, até 2 $m.s^{-1}$, o acréscimo no resultado é insignificante. Isto permite-nos corroborar as conclusões acima obtidas, i.e. que apontam no sentido de que a aerodinâmica da fase aérea é pouco relevante para o resultado quer seja em presença de vento contrário ou favorável. Mas os saltadores estão expostos aos efeitos aerodinâmicos quer na CA quer na fase aérea. Provavelmente serão mais importantes os efeitos aerodinâmicos na CA do que na fase aérea do salto. Isso porque tanto a velocidade como o intervalo de tempo em que esta se faz sentir é maior ali. Como a força depende duma potência (> 1) da velocidade e como o trabalho é a integral da força em ordem ao deslocamento, maior será a variação de energia. Infelizmente os nossos dados não nos permitiram efectuar essa análise, confirmando ou infirmando estas hipóteses.

4.2 Estabilidade e Precisão da Corrida de Aproximação

4.2.1 Introdução

Tal como foi descrito na revisão bibliográfica, os objectivos da CA, no SC, são o de conduzir o atleta até à tábua de chamada, (i) com a máxima velocidade que possa controlar, (ii) de forma a colocar a zona limite frontal do pé de chamada o mais próximo possível da linha de validade do salto, e (iii) com o corpo numa posição em que se verifique uma grande velocidade vertical com a menor perda de velocidade horizontal durante a chamada (Hay, 1988).
Os dois primeiros aspectos evidenciam a precisão como aspecto importante a reter no desempenho do saltador - ponto 2.2.2.5 da revisão bibliográfica relativo às estratégias de controlo - a qual pode determinar o sucesso ou insucesso deste no decurso de uma competição ou ao longo da sua carreira. Dado que as estratégias de controlo adoptadas por cada sujeito são um aspecto de suma importância na condução do seu desempenho no SC, propomo-nos desenvolver este estudo.
Baseado nas estratégias de controlo efectuadas ao longo da CA, os pontos relevantes a considerar são: (a) o comportamento da velocidade ao longo de toda a CA, destacando o ponto onde se verifica o seu valor máximo, (b) o controlo visual (c) a precisão da CA e (d) a reprodutibilidade da CA.

Por outro lado, durante a CA os saltadores desenvolvem uma grande velocidade horizontal de deslocamento e, por consequência, grande quantidade de energia cinética. No entanto só uma pequena fracção dessa velocidade é aproveitada no deslocamento vertical durante a chamada. A velocidade constitui-se como a primeira e mais importante condição mecânica inicial para o resultado sendo a posição do CM no instante de recepção para a chamada, a segunda (Arampatzis et al., 1997). A avaliação da variação da energia durante a chamada permite-nos perceber se um atleta é eficaz na transformação da velocidade horizontal de que vem animado em velocidade vertical.

Assim, em paralelo com o estudo da CA, procederemos ao balaço energético durante a chamada.

4.2.2 Metodologia

4.2.2.1 Amostra

Para este estudo foram analisados 11 sujeitos da nossa amostra geral, para um total de 54 ensaios, agrupando-os em duas categorias, masculinos e femininos. Para além desta subdivisão, consideramos o facto dos ensaios terem sido efectuados com metade da CA (1/2 CA) e com CA completa (CA_T). O recurso a esta subdivisão relaciona-se com o facto das características cinemáticas e dinâmicas se alterarem significativamente em função da alteração da velocidade de deslocamento (Popov, 1971), facto que está implícito nos diferentes tipos de CA. Por outro lado, a alteração da distância da CA e, por conseguinte, da velocidade de deslocamento, provavelmente: (i) alterará o ponto onde os sujeitos recorrem ao controlo visual e (ii) o erro acumulado associado à imprecisão da corrida tenderá a aumentar. Também a alteração da velocidade terá provavelmente influência nas perdas e ganhos de energia que se verificam na chamada.

4.2.2.2 Material e Métodos

O material e métodos relativos a este estudo vêm descritos nos pontos 3.3.4.1 e 3.3.7.2, onde se descreve toda a metodologia associada à recolha e tratamento de dados cinemáticos associados com a medição da velocidade da CA e da chamada.

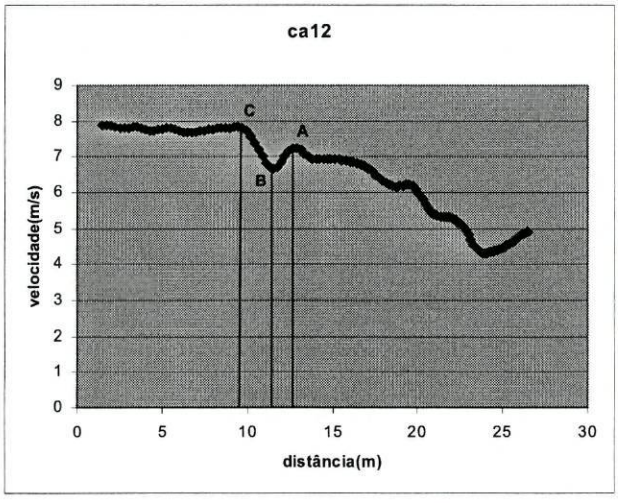


Figura 4.1. Curva de velocidade obtida através do radar *Stalker ATS* e respectivos pontos notáveis A, B e C.

Quanto à determinação da extensão da zona de controlo visual nas curvas de velocidade, o procedimento utilizado consistiu na definição de três pontos notáveis **A**, **B** e **C** que são observáveis na figura 4.1.

Estes pontos são determinados considerando o instante em que se observa uma maior declive na curva de velocidade, seguida de uma zona constante - de acordo com o descrito na nossa revisão bibliográfica, qualquer redução sistemática da variabilidade da CA, é sinónimo de que o atleta alterou a corrida programada para uma estratégia de regulação visual (Lee et al., 1982). O ponto imediatamente anterior a este declive, é aquele que marca o instante onde o atleta se apercebe da existência de incorrecções na sua CA. Segue-se uma alteração na velocidade de deslocamento identificada no ponto **B,** para depois ser observado um aclive, zona de transição ou retoma, que é variável em função do acerto efectuado e que culmina em **C**. A partir deste instante o crescimento na velocidade deverá ser linear, sem grandes oscilações e reajustamentos, observando-se alguma estabilização nos instantes finais. No entanto, nem em todas as curvas é evidente o ponto onde se inicia o controlo visual. Em alguns casos verificam-se situações que denotam ajustamentos na fase inicial e final da CA e outros ajustamentos contínuos ao longo de quase toda a CA. Quando num ensaio se observavam ajustamentos contínuos durante a CA, este, não era considerado para a análise.

Assim, conhecendo a velocidade máxima (vmáx), velocidade no ponto **A** (v_A), e a velocidade no ponto **B** (v_B) podemos determinar as correcções efectuadas através da expressão

$$diff = \frac{v_A - v_B}{v_{Máx}} \qquad (4.15).$$

Quanto ao balanço energético, após o tratamento dos dados, procedeu-se à determinação das perdas e ganhos de energia recorrendo à seguinte expressão:

$$E = \frac{v_i^2 - v_f^2}{v_i^2} \qquad (4.16)$$

onde v_i representa a velocidade inicial do sujeito e v_f será a velocidade final, isto é, na saída.

4.2.2.3 Procedimentos Estatísticos

O procedimento estatístico consistiu na utilização da estatística descritiva, média e desvio padrão, frequências de ocorrência e o coeficiente de correlação global. O coeficiente de correlação global é usado quando não se conhece a relação funcional entre duas variáveis medindo o seu grau de associação, sendo capaz de reconhecer relações não–lineares. Para o nosso caso, pretende-se conhecer qual a máxima associação que se observa entre o erro na tábua de chamada e a velocidade máxima na CA e vice-versa. Para a determinação deste coeficiente há a considerar o valor médio de y para cada x, i.e., $\bar{y} \mid x_i$ e a sua variância, que consiste na variância explicada de y, $V(\bar{y} \mid x)$ sendo que o coeficiente de correlação global de y relativamente a x é $\eta^2_{y(x)} = \frac{V(\bar{y} \mid x)}{V(y)}$. Como estas dependências podem não ser bijectivas, existe o inverso, ou seja: $\bar{x} \mid y_j$ e $V(\bar{x} \mid y)$ sendo o coeficiente de correlação global $\eta^2_{x(y)} = \frac{V(\bar{x} \mid y)}{V(x)}$.

Para se proceder à análise do balanço energético não recorremos à média mas sim à mediana. O recurso à mediana em detrimento da média ficou a dever-se à sua maior robustez como medida de localização, i.e., por não ser tão sensível aos dados como a média.

4.2.3 Resultados

Os resultados por nós obtidos relativamente ao ponto onde os sujeitos da nossa amostra obtêm a sua máxima velocidade é apresentado no Quadro 4.4. Observa-se que a máxima frequência de distribuição ocorre no penúltimo passo com 54%, seguindo-se o ante-penúltimo passo com 26%, e o último passo com 17%.

Quadro 4.4. Frequência de distribuição com que a máxima velocidade horizontal é registada no ante-antepenúltimo passo (A-APU), ante-penúltimo passo (APU), penúltimo passo (PU) e último passo (U).

Amostra		A-APU	APU	PU	U	Outros
Homens	½ CA		5	12	2	
	CA_T		7	2	1	
Mulheres	½ CA	1	2	10	2	1
	CA_T			5	4	
Total		1	14	29	9	1
		1%	26%	54%	17%	1%

No quadro 4.5 são apresentados os resultados relativos à precisão da CA, i.e. às perdas que se verificam em relação à linha de validade do salto na tábua de chamada.

Quadro 4.5. Erro da CA para as diferentes categorias e variantes de CA.

Amostra		Erro (cm)							
		[0, 3[	[3, 6[	[6, 10[	[10, 15[	[15, 20[	[20, 25[	[25, 30[	≥30
Homens	½ CA	2	1	4	2	4	2	1	1
	CA_T	2	-	2	2	2	1	-	-
Mulheres	½ CA	-	-	-	2	1	2	7	2
	CA_T	-		-	3	3	4	2	2
Total	-	4	1	6	9	10	9	10	5

Quanto ao controlo visual, ponto onde ocorre e o número de apoios até a tábua de chamada, os resultados são apresentados no Quadro 4.6.

Quadro 4.6. Distâncias onde se inicia o controlo visual, número de passos para a tábua de chamada e respectiva frequência de distribuição para homens e mulheres com 1/2 CA e CA_T.

Amostra		Distância (m)				Nº Passos					
		<10	[10,15 [	[15,20[	>20	-5	6	7	8	9	10
Homens	½ CA	1	8	7	1	2	2	5	5	2	2
	CA_T	-	1	5	6	-	-	1	2	4	5
Mulheres	½ CA	5	8	-	-	4	2	4	2	-	-
	CA_T	-	5	6	1	1	2	3	1	3	2
Total		6	22	18	8	7	6	13	10	9	9
%		11%	41%	33%	15%	13%	11%	24%	19%	17%	17%

Neste quadro, a máxima frequência de ocorrência regista-se entre os 10 e 15 m da tábua de chamada, 41% dos casos, o que corresponde aproximadamente a 7 passos (24% dos casos) do local de chamada. Relativamente às curvas de velocidade, apresentamos no quadro 4.7 os resultados referentes ao intervalo de variação da velocidade máxima (Vmáx), velocidade no ponto **A** (v_A), a velocidade no ponto **B** (v_B) e as correcções efectuadas para os dois tipos de CA.

Quadro 4.7. Velocidade (m/s) dos sujeitos no decurso da CA, velocidade máxima (Vmáx), velocidade no ponto A (v_A), velocidade no ponto B (v_B) e a correcção efectuada (Diff).

		Homens		Mulheres	
	Intervalo	½ CA	CA_T	½ CA	CA_T
Vmáx	Mínimo	7.27	8.01	6.88	7.39
	Máximo	8.96	9.34	7.58	8.17
V_A	Mínimo	4.87	4.76	4.84	4.82
	Máximo	8.24	7.99	6.65	6.22
V_B	Mínimo	5.71	5.49	5.27	4.63
	Máximo	8.6	8.02	7.62	7.96
Diff %		1-7%	2-6%	1-10%	2-8%

No Quadro 4.8 apresentamos os resultados relativos aos tempos médios, velocidades médias e diferenças das velocidades médias nos últimos 11-6 m e 6-1 m da tábua de chamada. Estes valores estão distanciados daqueles apresentados na literatura. Contudo devemos referir que a nossa amostra era constituída fundamentalmente por saltadores juniores de ambos os sexos.

Quadro 4.8. Tempos, velocidades e diferenças de velocidades médias (Diff) dos últimos 11-6 m e 6-1 m da tábua de chamada da CA.

	Distâncias	Mulheres		Homens	
	(m)	½ CA	CA_T	½ CA	CA_T
Tempos (s)	11-6	0.87±0.05	0.69±0.02	0.68±0.08	0.60±0.02
	6-1	0.75±0.02	0.66±0.03	0.64±0.04	0.57±0.03
Velocidades (m/s)	11-6	5.73±0.4	7.27±0.28	7.47±0.92	8.32±0.39
	6-1	6.72±0.22	7.54±0.33	7.89±0.54	8.76±0.5
Diff (m/s)		0.98±0.31	0.27±0.33	0.43±0.75	0.44±0.42

No Quadro 4.9 são apresentados os resultados obtidos através da correlação global para diferentes combinações implementadas, com o objectivo de verificar a relação entre a velocidade máxima (x) e o erro na tábua de chamada (y).

Quadro 4.9. Correlação entre a velocidade máxima e o erro na tábua de chamada onde r representa o coeficiente de correlação linear (Pearson), $\eta^2_{y(x)}$ o coeficiente de correlação global da associação de y = f(x) e $\eta^2_{x(y)}$ o coeficiente de correlação global da associação de x=f(y).

	Homens	Mulheres	1/2CA	CA_T	Todos
R	0.002	0.24	0.06	0.26	0.18
η_y^2	0.87	0.83	0.71	0.99	0.83
η_x^2	0.78	0.72	0.65	0.74	0.53

Os resultados obtidos para as amplitudes e frequências médias de passo de cada sujeito durante a 1/2 CA e CA completa são apresentados nas figuras figuras 4.2 e 4.3.

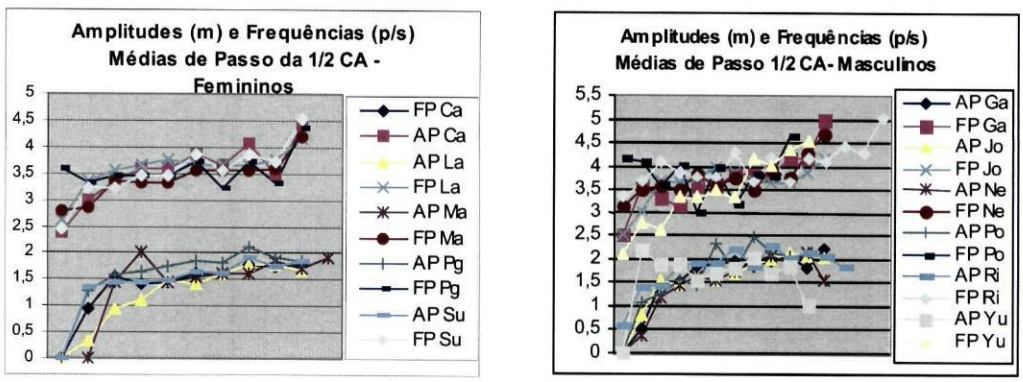


Figura 4.2. Amplitudes (m) e frequências médias de passo (p/s) durante a ½ CA para os sujeitos femininos e masculinos

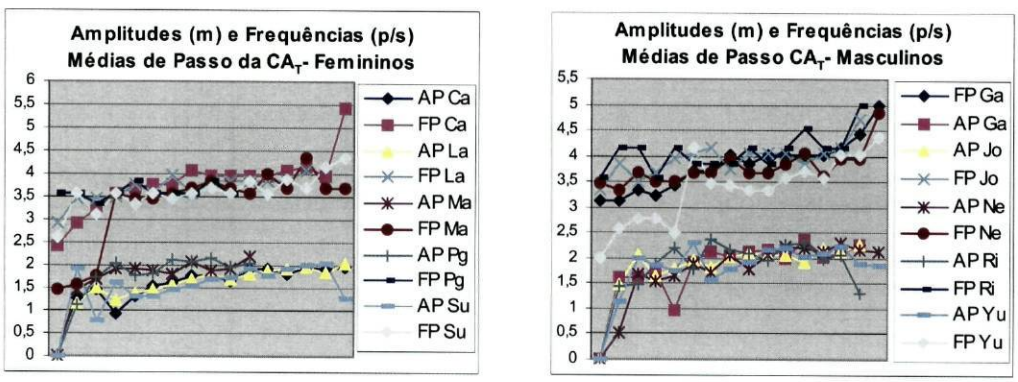


Figura 4.3. Amplitudes (m) e frequências médias de passo (p/s) ao longo da CA completa, para os sujeitos femininos e masculinos.

Para um melhor entendimento são apresentadas algumas figuras das curvas de velocidade dos sujeitos que tomaram parte no nosso estudo. Pelo facto de termos eliminado alguns ensaios, na análise por não cumprirem com os requisitos técnicos, não se observa uma uniformidade no número de figuras apresentadas para os diferentes casos.

Na figura 4.4, estão representadas os resultados relativos à curva de velocidade do sujeito Ca durante a 1/2 CA ca01, ca02, ca03 e corrida completa ca12, ca13, ca14.

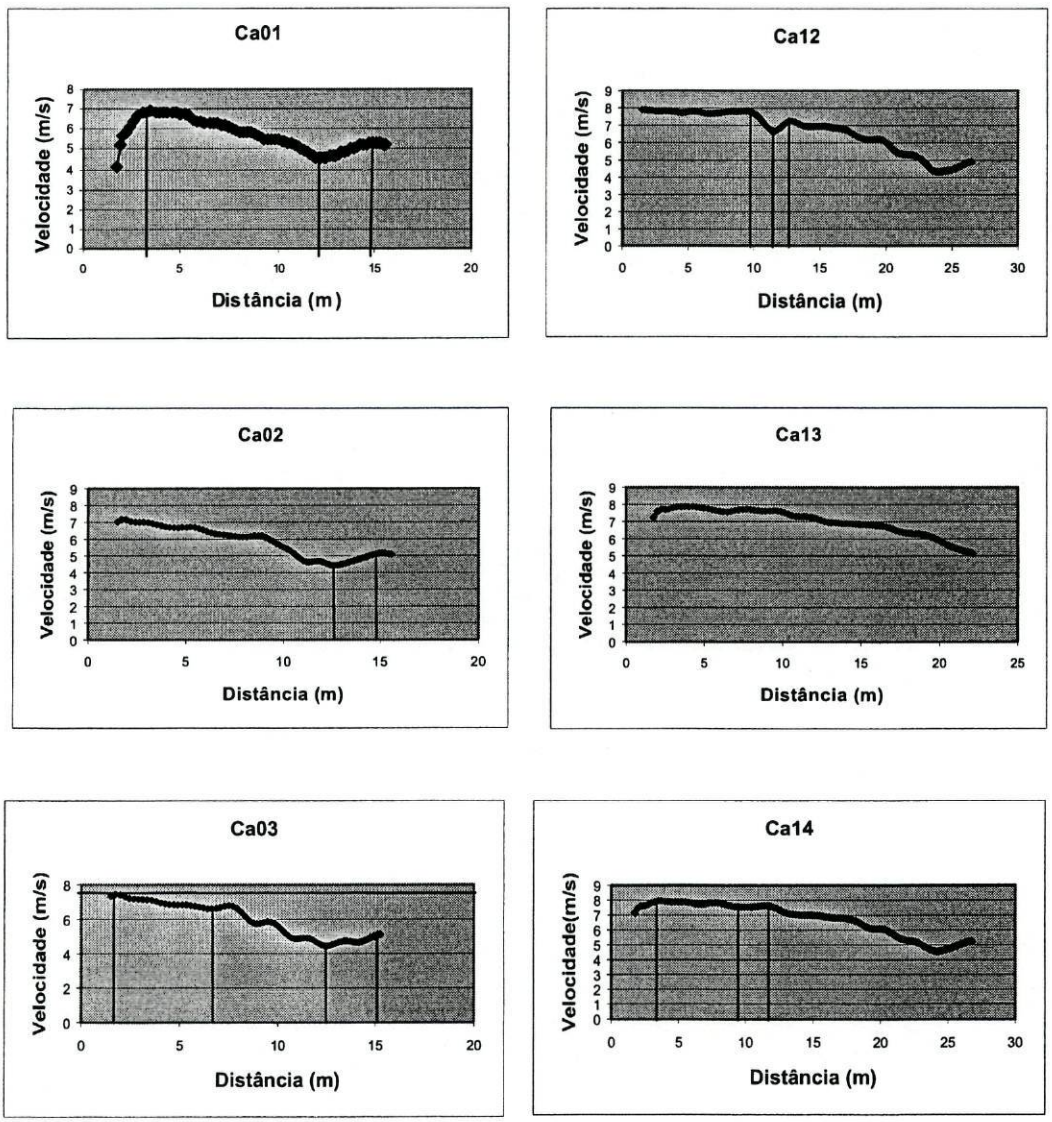


Figura 4.4. Curvas de velocidade da CA do sujeito Ca, com meia corrida (Ca01, Ca02 e Ca03) e com CA completa (Ca12, Ca13 e Ca14).

A figura 4.5 representa o comportamento das curvas de velocidade para o sujeito Ne, em alguns ensaios efectuados com meia CA Ne1, Ne2, Ne3 e corrida completa Ne 12, Ne13, Ne14.

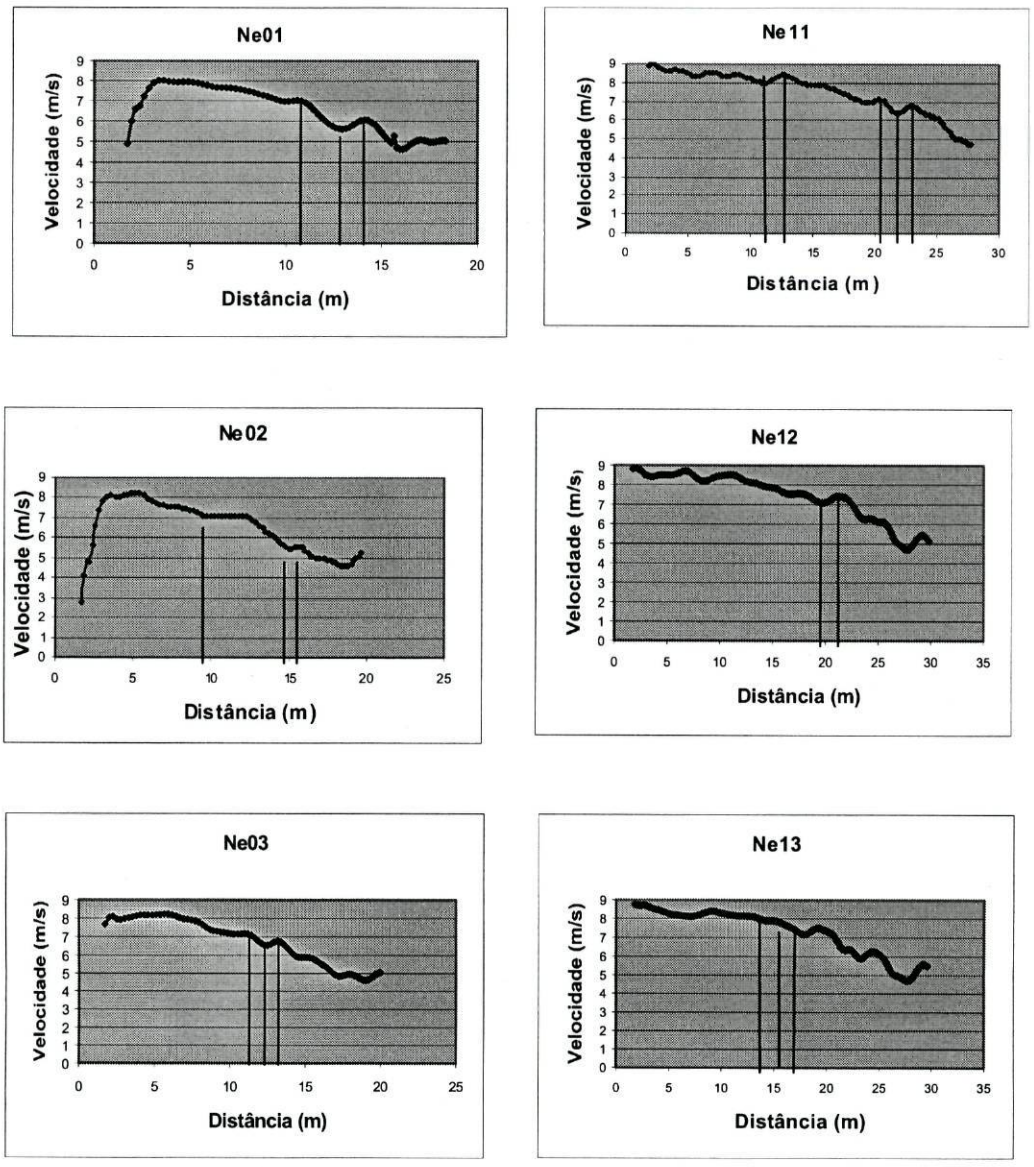


Figura 4.5. Curvas de velocidade da CA do sujeito Ne, com meia corrida, Ne01, Ne02, Ne03 e com corrida completa, Ne12, Ne13, Ne14.

Na figura 4.6 apresentamos alguns dos resultados obtidos para o sujeito Sus durante a meia CA Sus02, Sus03 e corrida completa Sus12 e Sus13.

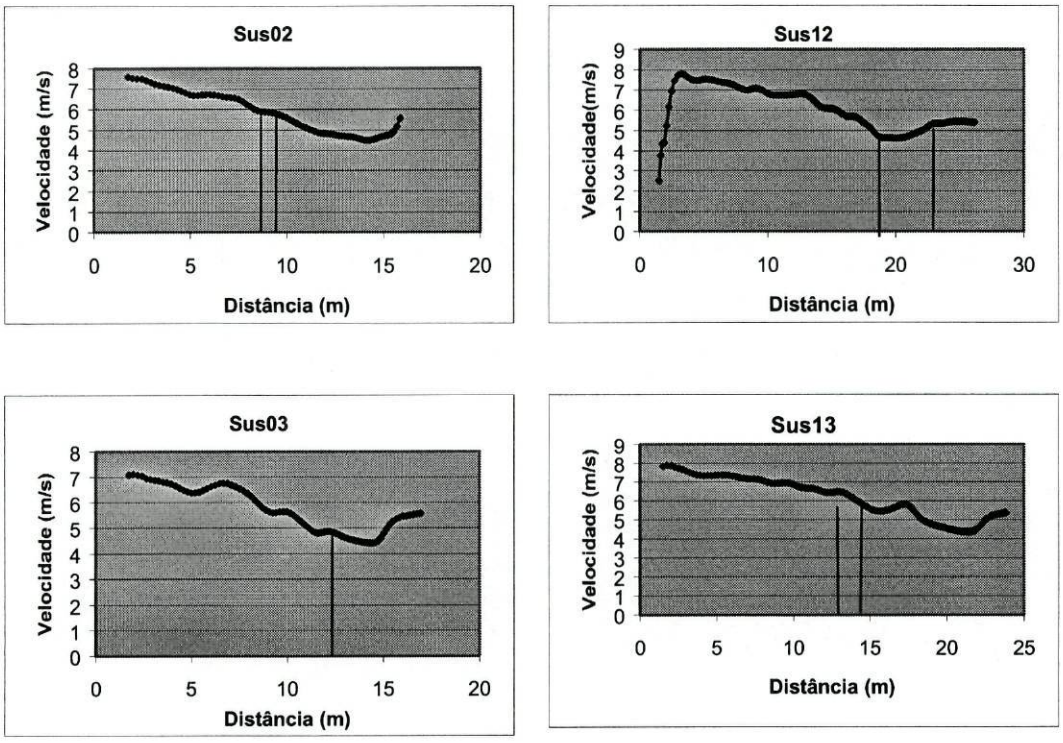


Figura 4.6. Curvas de velocidade da CA do sujeito Sus, com meia corrida, Sus02, Sus03, e com corrida completa, Sus12 e Sus13.

Na figura 4.7 são apresentadas as curvas de velocidade do sujeito La durante a 1/2 CAe corrida completa.

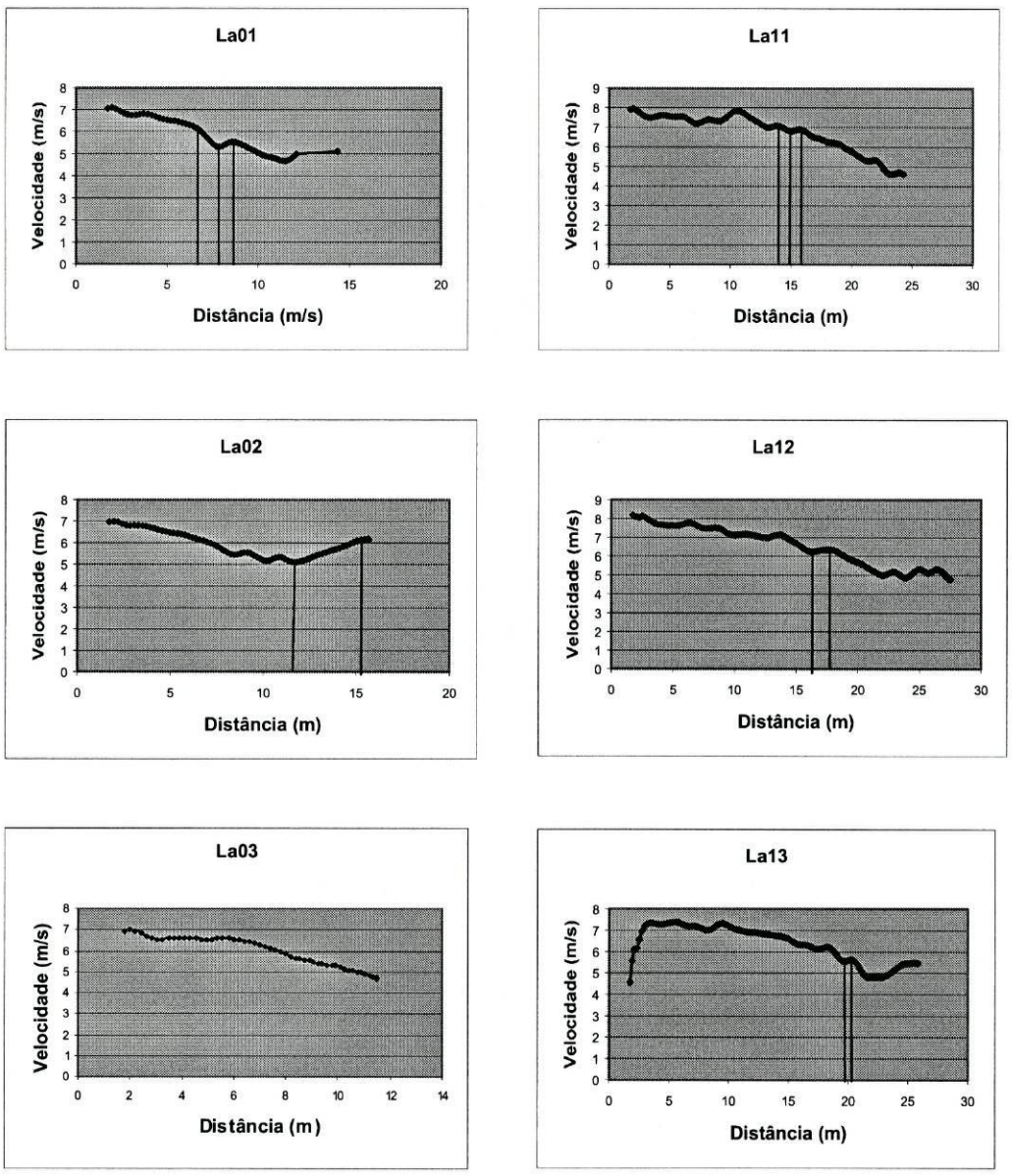


Figura 4.7. Curvas de velocidade da CA do sujeito La, com meia corrida, La01, La02, e com corrida completa, La11, La12 e La13.

Para o sujeito Po só serão apresentados os dados relativos a meia CA.

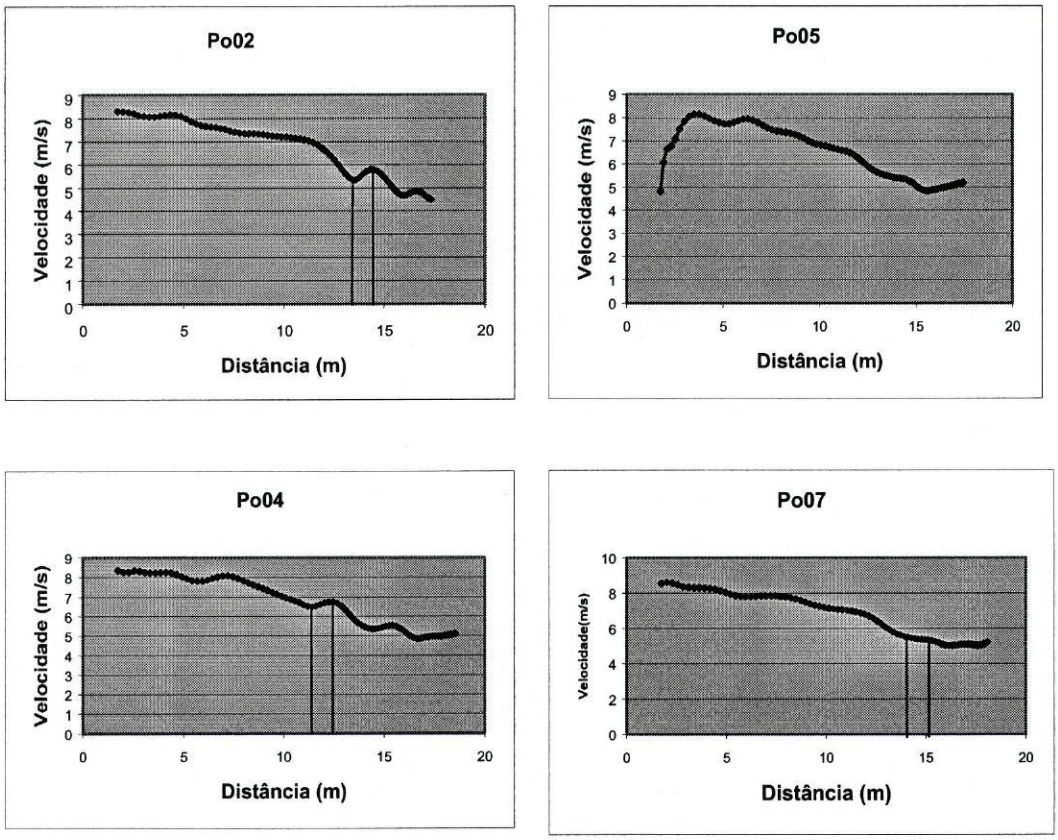


Figura 4.8. Curvas de velocidade da CA do sujeito Po, com meia corrida, Po02, Po05, Po06 e Po07.

Na figura 4.9 apresentamos alguns dos resultados obtidos para o sujeito Sus durante a meia CA Yu01, Yu03 e corrida completa Yu11 e Yu13.

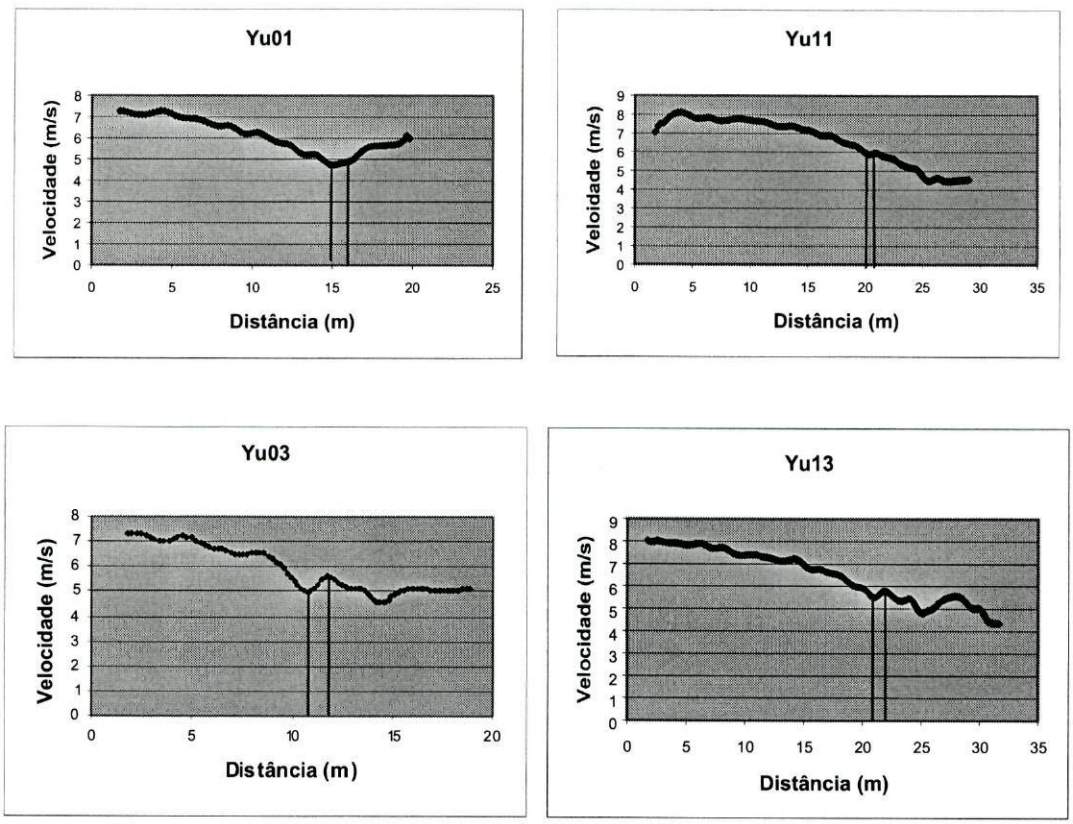


Figura 4.9. Curvas de velocidade da CA do sujeito Yu, com 1/2 CAYu01 e Yu03, e com corrida completa, Yu11 e Yu13.

Na figura 4.10 apresentamos os ensaios efectuados pelo sujeito Jo durante a meia CA Jo01, Jo02, Jo03 e corrida completa Jo11, Jo12, Jo13.

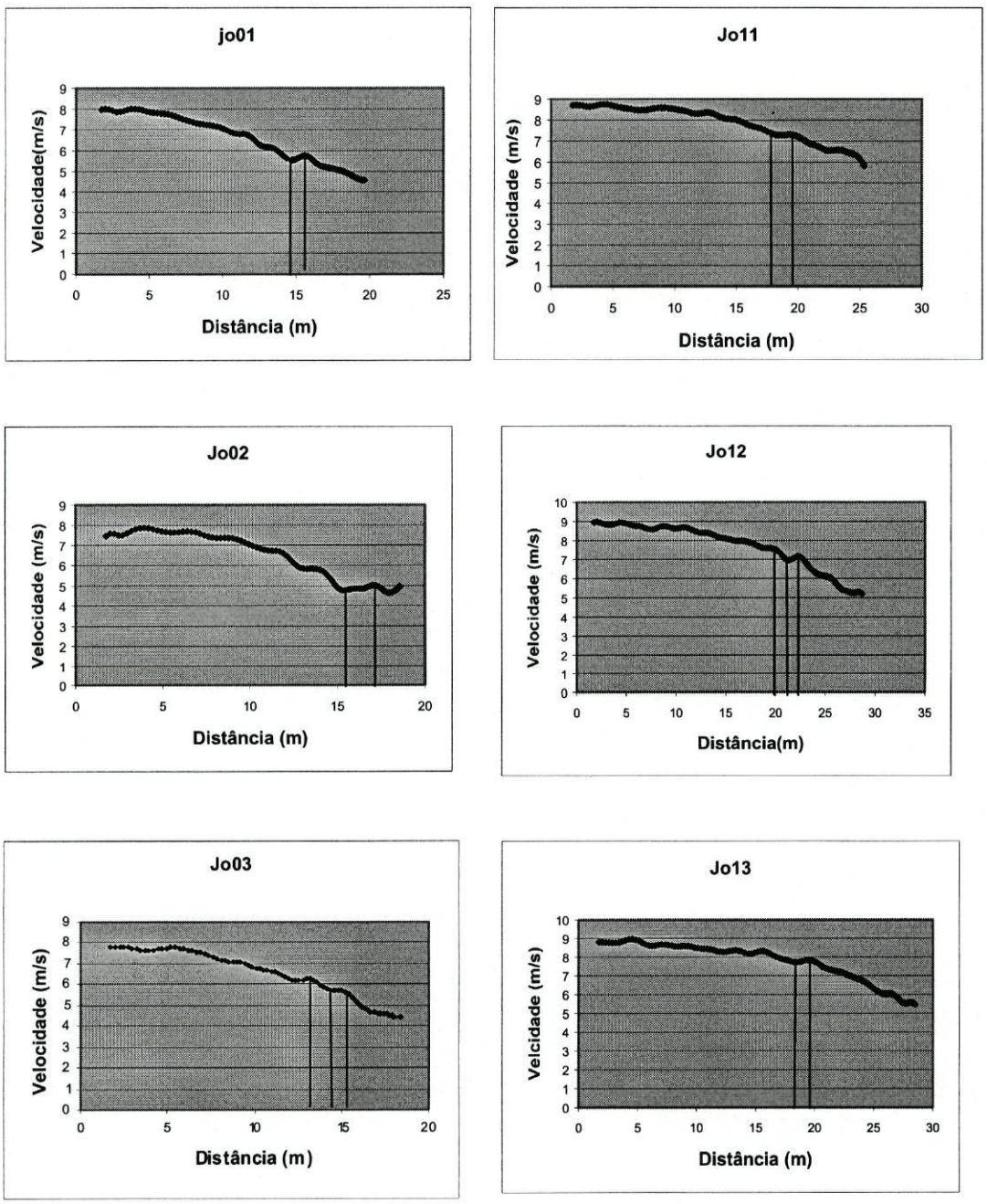


Figura 4.10. Curvas de velocidade do sujeito Jo, nos ensaios realizados com meia CA, Jo01, Jo02 e Jo03, e ensaios efectuados com corrida completa, Jo11, Jo12 e Jo13.

A relação do erro e da velocidade são apresentados na figura 4.11.

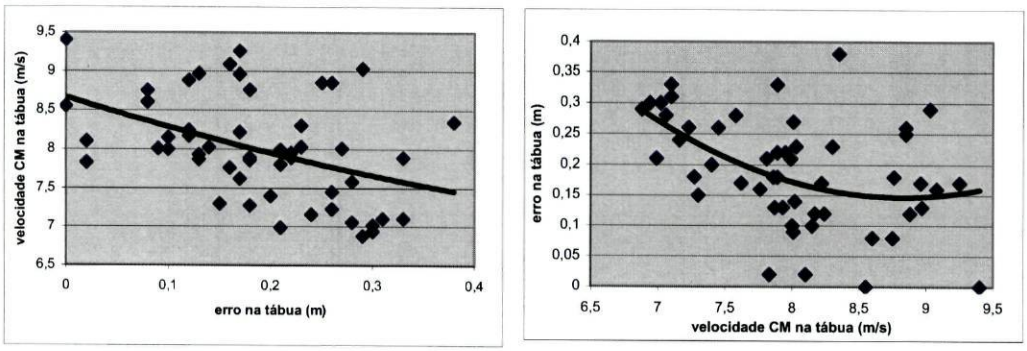


Figura 4.11. Representação gráfica da velocidade em função do erro e do erro em função da velocidade

Na figura 4.12 está representada a reprodutibilidade e respectiva variabilidade dos resultados de alguns dos sujeitos da nossa amostra.

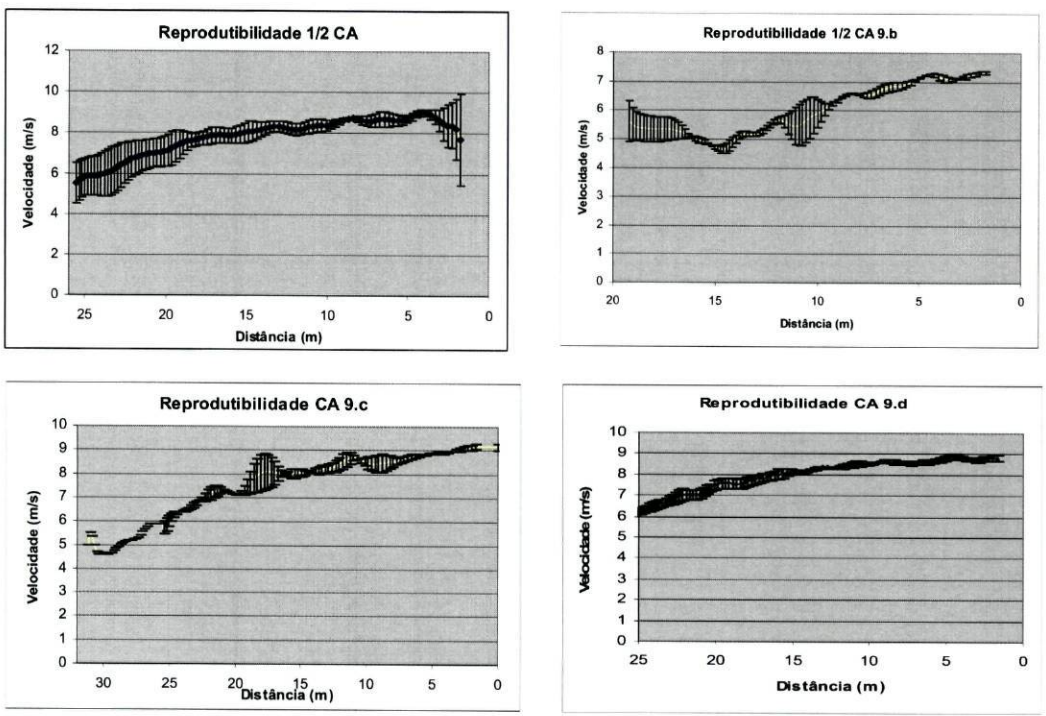


Figura 4.12. Representação gráfica da reprodutibilidade e respectiva variabilidade de quatro casos por nós seleccionados da meia CA (1/2 CA) e Corrida completa (CA).

Prosseguindo a apresentação de resultados, no quadro 4.10 distinguimos os valores obtidos pela nossa amostra para as velocidades horizontal, vertical e resultante do CM com a utilização da 1/2 CA e corrida completa.

Quadro 4.10. Velocidades horizontal (vx), vertical (vy) e resultante (vR) do CM nos instantes de recepção (inicial) e saída (final) da chamada com ½ CA e CA_T.

		Mulheres				Homens			
Tipo de corrida		½ CA		CA_T		½ CA		CA_T	
instante		inicial	final	inicial	final	inicial	final	inicial	final
v x ($m.s^{-1}$)		7.91	6.52	8.13	6.92	8.88	7.54	9.48	7.72
	±	0.62	0.57	0.65	0.32	0.60	0.60	0.62	0.50
vy $m.s^{-1}$		-0.76	2.87	-0.46	2.72	-0.15	3.36	-0.33	3.36
	±	0.76	0.39	0.62	0.29	0.78	0.54	0.74	0.46
vR($m.s^{-1}$		7.98	7.04	8.17	7.44	8.92	8.27	9.52	8.44
	±	0.63	0.57	0.58	0.31	0.59	0.65	0.62	0.59

Os resultados relativos aos valores da energia perdida na componente horizontal e resultante bem como o ganho na componente vertical da chamada são apresentados no quadro 4.11.

Quadro 4.11. Energia cinética perdida (vx, vr) e ganha (vy) durante a chamada com 1/2 CA e com CA completa.

	Mulheres		Homens	
Tipo de corrida	½ CA	CA_T	½ CA	CA_T
v_x	29%	35%	31%	29%
vy	1991%	2583%	1175%	3839%
vR	16%	23%	21%	17%

4.2.4 Discussão

Este estudo foi efectuado com o intuito de verificar se a CA dos nossos sujeitos, responde ao objectivo de conduzir o atleta até à tábua de chamada: (i) com a máxima velocidade que possa ser controlada; (ii) de forma que o pé seja colocado o mais próximo possível da linha de validade do salto e (iii) com o corpo numa posição em que se verifique uma grande velocidade vertical com a menor perda de velocidade horizontal, tal como descrito na revisão bibliográfica.

Retomando a literatura de referência, o resultado no SC está significativamente relacionado com a velocidade que antecede a chamada (equações 4.1 e 4.9 do estudo 1); ou seja, aquela que o sujeito é capaz de desenvolver durante a CA. No entanto, há a considerar não só essa velocidade, mas o ponto onde ela é atingida e a sua variação, particularmente na fase final.

Pela observação do quadro 4.4, verificamos que os nossos sujeitos apresentam uma maior frequência de registos da velocidade máxima no penúltimo passo, seguindo-se o ante-penúltimo e último passos. Tal como foi já descrito na literatura especializada (Hay, 1993 e Hay et al., 1986, 1987), os nossos resultados confirmam que o penúltimo passo é onde habitualmente os saltadores obtêm a máxima velocidade no decurso da CA. Resultados idênticos à literatura foram também obtidos no registo do antepenúltimo passo como o segundo em importância. No entanto, tal não se verificou para o ante-antepenúltino passo, o terceiro em importância na maioria da literatura consultada, que apresenta uma frequência de ocorrência inferior ao último passo.

Quando analisámos homens e mulheres na utilização das diferentes variantes de corrida, continua a prevalecer a ordem acima referida, apesar dos homens evidenciarem uma maior frequência de registo no antepenúltimo passo da corrida completa. Provavelmente esta situação estará relacionada com aspectos como o controlo visual e a preparação para a chamada. Já as mulheres com a mesma variante de corrida, apresentam uma maior frequência no penúltimo passo.

Esta situação conduz-nos a outro ponto da nossa análise, que se relaciona com a precisão da CA. A este respeito, o quadro 4.5 permite-nos identificar as deficiências dos sujeitos na regulação do ponto de chamada, onde a maior frequência de perdas se situa entre os 15 e 30 cm. Estes valores influenciam decisivamente o resultado numa competição, já que, como foi referido na revisão da literatura, a distância saltada é medida a partir da linha frontal da tábua de chamada. Em função destes resultados, pensamos que deverá ser dada maior atenção à técnica de corrida e ao aperfeiçoamento da CA.

A imprecisão observada relativamente ao bordo frontal da tábua de chamada resulta dos erros acumulados ao longo da CA, o ponto onde se inicia o controlo visual e o comportamento da velocidade nessa fase (Hay *et al.*,1988 e Hay, 1988). O quadro 4.6 permite-nos afirmar de forma clara que o controlo visual tem o seu início, para estes sujeitos, de uma forma geral, no intervalo compreendido entre os 10 e 15 m da tábua de chamada, seguindo-se o intervalo 15 a 20 e mais de 20 m,

o que corresponde a 7, 8 e 9 passos do local de chamada. Estes dados contrariam o que inicialmente foi afirmado acerca do ponto onde se iniciava o controlo visual - 4 passos (Hay, 1988) - e corroboram os resultados mais recentes sobre esta problemática, apresentados mais tarde pelo mesmo autor (Hay, 1990). Esta situação, de acordo com o descrito na literatura, estaria relacionada com a quantidade de erro acumulado, afirmando o autor que, quanto maior for o erro, mais distante se situaria o ponto de início do controlo visual. Pelo facto de não termos quantificado a magnitude do erro ao longo de toda a corrida, não nos será possível dar resposta a esta questão.

Quando confrontamos as duas modalidades de CA utilizadas, nos homens, constata-se que o ponto onde é efectuado o controlo visual desloca-se para a direita, ou seja, quando analisados comparativamente os homens e as mulheres, constata-se que esse ponto se situa para ambos os grupos, em torno dos 7, 8 apoios finais. As observações acima referidas corroboram os resultados de Glize e Laurent (1997) autores que afirmam que saltadores qualificados antecipam os ajustamentos da CA relativamente aos saltadores menos qualificados, o que parece ser o caso quando confrontamos homens vs mulheres.

Pelos aspectos até aqui discutidos, afigura-se-nos que as informações relativas ao controlo visual são de grande utilidade para o controlo e regulação da CA, tendo como objectivo o seu aperfeiçoamento e a consequente diminuição da imprecisão na tábua de chamada. No decorrer desta discussão, mais adiante, retomaremos este assunto para avaliar alguns dos sujeitos que tomaram parte neste estudo.

A recolha de dados para este estudo contemplou a curva de velocidade no seu todo, por um lado, e as velocidades médias obtidas nos últimos 11-6 m e 6-1m, classicamente utilizados como referência na literatura (Susanka e Col., 1990; Arampatzis *et al.,* 1997), conforme é apresentado no quadro 4.8. Embora não tenhamos recorrido a nenhuma técnica estatística, é observável a diferença nos tempos e, por consequência, nas velocidades obtidas na fase final da CA entre os 11-6 m e 6-1 m, quando comparamos as duas variantes de corrida. De uma forma geral, há um aumento de velocidade na última fase da CA, i.e., nos 6-1m. A este respeito constatamos que, em todos os casos, quando as mulheres utilizaram a 1/2 CA evidenciaram um aumento de velocidade nessa fase, contrariamente aos homens que, em dois ensaios a diminuíram. Relativamente à corrida completa, as mulheres diminuíram a velocidade na fase final em três ensaios, enquanto que, para os homens, tal só se verificou numa situação.

Embora a literatura defenda um aumento da velocidade na fase final, tal aumento não deve exceder os 0,15 m/s. Uma observação das diferenças de velocidade entre os 11-6 e 6-1m põe em evidência aumentos muitos superiores ao referido. Destaque-se, a este respeito, os resultados das mulheres na ½ CA, cujos valores são muito superiores, e ainda para este mesmo sexo valores muito abaixo do referenciado quando recorrem a corrida completa. Estes resultados significam, provavelmente, que: (i) os nossos sujeitos não se empenharam de modo a exprimirem a sua máxima velocidade horizontal, particularmente na primeira fase da CA; (ii) os sujeitos apresentam um escasso desenvolvimento técnico para efectuar chamadas a grandes velocidades de deslocamento; (iii) a máxima velocidade que podem expressar é superior à obtida pelo facto das diferenças serem grandes particularmente nos ensaios efectuados com ½ CA pelas mulheres, e (iv) como existia uma grande instrumentação na zona de chamada, podiam perfeitamente efectuar o controlo visual desde um ponto que lhes permitisse controlar sem grandes preocupações uma velocidade próxima do máximo.

Sobre a importância e utilidade de dois meios utilizados para medir a velocidade (velocímetro para toda a curva de velocidade da CA e células só para os últimos 10 m) podemos afirmar o seguinte: (a) parece-nos que o velocímetro é particularmente útil para a detecção e correcção de erros no crescimento da velocidade durante a CA, particularmente em atletas que não possuem maturidade técnica, necessitando de evoluir noutros aspectos para obter melhorias. Também pode ser usado para detectar o ponto a partir do qual os atletas recorrem ao controlo visual e avaliar centímetro a centímetro o comportamento da curva de velocidade; (b) as células parecem-nos particularmente úteis para atletas confirmados, i.e., que já têm resolvidos outros aspectos, como a transição da corrida programada para a corrida controlada, sem perdas de velocidade, e desempenho ao máximo das suas capacidades condicionais e coordenativas, tanto na CA como na chamada. São, talvez mais indicadas para atletas de alto nível cuja repetibilidade do acto motor estaria próxima do ideal.

Outro assunto que despertou o nosso interesse foi o de avaliar a associação entre o erro na tábua e a velocidade máxima. Uma primeira observação do quadro 4.9 permite-nos afirmar que se verifica uma associação não linear entre a velocidade máxima e o erro na tábua de chamada para todos os casos ali apresentados, o que nos é permitido observar pelo valor do r^2. Quando avaliamos x=f (y), os valores de η_y^2 para todos os casos são elevados, sugerindo que, conhecendo a velocidade, podemos determinar o erro. Para uma mais fácil interpretação,

consideremos a coluna "Todos" onde o resultado obtido revela que 83 % da velocidade é explicada pelo erro. No entanto, quando se avalia x=f(y) os resultados de $\eta^2_{x(y)}$ não evidenciam uma associação tão forte quanto aquela obtida em y=f(x). Significa que conhecendo a velocidade mais difícil será determinar o erro. Por outro lado, tendo em conta ainda a coluna "Todos", constatamos que apenas 53% do erro é explicado pelo velocidade. Ora, este resultado mostra que ficam por explicar 47 % das causas dessa velocidade, e que pode ficar a dever-se a um sem número de factores, tal como, por exemplo, o controlo visual, entre outros. Os resultados de $\eta^2_{y(x)}$ sugerem-nos que os saltadores devem treinar a velocidade considerando a precisão.

Outra análise de y=f(x), x=f(y) destaca uma alta correlação global numa direcção relativamente à outra, o que permite concluir que é função numa direcção e na outra não (Figura 4.11). Este comportamento põe em evidência, num dos eixos, dois valores para um único argumento, pelo que a função não é injectiva. Estes resultados sugerem, portanto, diferentes regimes de funcionamento em termos coordenativos, adaptando-se provavelmente o SNC àquele que melhor se adeqúe ao momento em termos energéticos. Esta situação é comum em outras áreas, como a força, onde se reconhecem diferentes tipos de manifestações de força. Estes resultados sugerem a necessidade de serem efectuados estudos mais aprofundados, particularmente da dinâmica interna – por exemplo electromiografia - para obtermos mais informações a este respeito.

Ainda na avaliação desta fase, outra variável que habitualmente é referida na literatura é o ritmo nos últimos três passos da CA, traduzido pela avaliação da variação da amplitude e frequência de passo (Hay, et al., 1986; Popov, 1971; Susanka, 1986; Seirul-lo, 1992). Estas variáveis são fracos indicadores do resultado, residindo a sua importância na manutenção das condições cinemáticas criadas ao longo da CA e preparação para uma abordagem mais eficaz da chamada. Neste estudo, o nosso propósito, relativamente a estas variáveis, passou pela análise do seu comportamento ao longo de toda a CA, nas suas duas variantes e, em ambos os sexos (figuras 4.2 e 4.3).

Uma observação das figura 4.2 e 4.3 mostra, na generalidade, um aumento crescente da frequência de passo, tal como defendido pela literatura em ambas as variantes da CA e em ambos os sexos. Contudo, também é visível, no penúltimo passo, um decréscimo da frequência para um aumento no último passo, em muitos casos, considerados em nosso entender como excessivos. Estes aumentos

na frequência de passo reflectem a interacção das variáveis tempo de apoio e de voo para uma melhor chamada, mas podem, contrariamente ao pretendido, dificultar a abordagem da tábua de chamada e comprometer a precisão da corrida. Estas flutuações na frequência de passo podem significar também uma redução exagerada da amplitude de passo ou do tempo de voo. As nossas figuras revelam, principalmente para o sexo masculino, uma redução da amplitude de passo em ambas as variantes. Por outro lado, é visível uma maior regularidade no crescimento da frequência no sexo feminino, tanto na 1/2 CA como na CA_T, relativamente aos homens. Nos homens, essa variabilidade é mais acentuada na CA_T. Quanto aos valores da frequência de passo obtidos, os homens apresentam, em ambos os casos, valores relativamente mais elevados.

No que diz respeito à amplitude de passo, o comportamento é idêntico ao relatado para a frequência de passo. Curiosamente, existe uma redução da amplitude dos últimos dois passos nos homens, tanto na ½ CA como na CA_T, como pode ser observado nas figuras 4.2 e 4.3. Esta redução pode estar associada a uma melhor colocação para abordar a chamada e a um aumento da frequência. Sabemos, pela literatura, que há correntes que defendem o ritmo dos três últimos passos como sendo "grande" para o antepenúltimo, "maior" para o penúltimo e "pequeno" para o último (Schmolinsky, 1980; Popov, 1982), o que pode estar na base do comportamento evidenciado pelos nossos sujeitos.

Após a discussão de alguns aspectos que consideramos essenciais da CA, retomamos a problemática do controlo visual. Pelo facto de o considerarmos como uma ferramenta útil para o treino faremos, assim, análises de alguns dos sujeitos escolhidos aleatoriamente.

Os dados apresentados na figura 4.4, permitem-nos afirmar que o ponto onde este atleta inicia o controlo visual quando utiliza 1/2 CA é relativamente distante quando comparado com a CA_T.

Para todos os casos é evidente o crescimento da velocidade a partir desse instante, embora sejam observadas oscilações aquando da realização da CA_T. Partindo do princípio de que a velocidade de deslocamento é inferior quando se utiliza 1/2 CA, é de supor que uma menor imprecisão estaria associada a esta variante de CA relativamente à CA_T. Contudo, os resultados obtidos por este sujeito contradizem esta observação, já que uma maior imprecisão foi obtida com a utilização de 1/2 CA. Uma análise a figura 4.4 (ca12), onde foi obtido o melhor resultado deste sujeito, mostra-nos que: (i) após um percurso com diversas

oscilações na curva de velocidade o sujeito inicía o controlo visual a aproximadamente 12 m da tábua, (ii) o período de retoma é breve e crescente, após o qual, (iii) é obtida a máxima velocidade, a qual (iv) é mantida durante os últimos metros, permitindo ao saltador efectuar um bom salto com a menor imprecisão e nas melhores condições cinemáticas.

Relativamente ao sujeito Ne, figura 4.5 (Ne11, Ne12 e Ne 13), gostaríamos de referir, em primeiro lugar, que o controlo visual se inicia de um ponto mais distante, quando utiliza a CA_T. Por outro lado, observam-se maiores irregularidades a partir do ponto de início do controlo visual na CA_T relativamente à meia corrida. Esta constatação vem confirmar a afirmação efectuada na análise da figura 4.4, relativamente à probabilidade de se verificarem maiores irregularidades quando se utiliza a CA_T. A observação do comportamento deste sujeito nas duas variantes, permite-nos afirmar que o mesmo não demonstra um grande domínio da sua CA. Provavelmente, a situação acima relatada está na base de uma maior imprecisão, aquando da utilização da corrida completa, bem como na obtenção de prestações semelhantes para os dois tipos de CA, o que não deveria acontecer. Obviamente que a utilização da CA_T pressupõe uma maior velocidade de deslocamento e, consequentemente, uma distância de salto maior. Outro aspecto que chama a nossa atenção relaciona-se com o facto deste sujeito apresentar uma diminuição de velocidade nos últimos metros no caso do uso da ½ CA. O mesmo não se verifica no caso da CA_T. É nosso entendimento que esse comportamento não será o mais apropriado, fazendo transparecer que as capacidades coordenativas deste sujeito não lhe permitem efectuar bons saltos a uma elevada velocidade.

Os dados apresentados na figura 4.6, mostram-nos que o ponto de início do controle visual, para este sujeito, tem comportamento idêntico aos descritos para os sujeitos acima analisados. Neste atleta verifica-se, quando utiliza a ½ CA (figura 4.6 -Su02 e 03), um reajuste para lá do início do controle visual. Decorre daqui que esta alteração acontece muito próximo da tábua de chamada, o que, provavelmente, não lhe permite efectuar o salto nas melhores condições cinemáticas. Provavelmente esta situação afecta o seu rendimento máximo e talvez esteja na base da grande imprecisão observada. Curiosamente, esta situação é observável na CA_T, acontecendo, no entanto, desde um ponto mais distante. Parece assim claro que este sujeito necessita de melhorar o seu desempenho na CA, uma vez que apresenta grande imprecisão no local de chamada.

O sujeito representado na figura 4.7 efectua o controlo visual desde um ponto mais próximo da tábua de chamada quando utiliza a 1/2 CA. Embora apresente um crescimento contínuo na curva de velocidade, é notório, sobretudo nos ensaios efectuados com CA_T, uma indefinição do ponto onde deve iniciar o controlo visual, já que essas irregularidades se mantêm ao longo de quase toda a CA. Esta situação não permite que este atleta organize a sua CA de modo a obter um bom resultado.

A figura 4.8 permite-nos afirmar que o ponto onde este sujeito inicia o controlo visual se situa entre os 10 a 15 m da tábua de chamada. As curvas de velocidade apresentam, de uma forma geral, crescimento continuado. A zona de transição é breve e nos saltos onde obtém o melhor desempenho, verifica-se, após a corrida programada, um crescimento gradual da velocidade.

Uma análise da figura 4.9 conduz-nos a um conjunto de constatações, idênticas às efectuadas para outros sujeitos, no que diz respeito ao ponto onde inicia o controlo visual, quando comparadas a 1/2 CA e a CA_T. Embora este aspecto seja idêntico, ao analisarmos os dois ensaios apresentados sobre a 1/2 CA, verificamos diferenças no comportamento da curva de velocidade. Para o ensaio Yu01, o controle visual inicia-se num ponto mais afastado da tábua de chamada relativamente a Yu03. Também os ajustamentos a partir desse ponto são mais evidentes em Yu03, bem como as fases de retoma. Provavelmente será por essa razão que a imprecisão é mais acentuada em Yu03.

Situação idêntica é observada na CA_T, através da figura 4.9 (Yu11 e Yu13). Para ambas situações, o aumento linear da velocidade proporciona melhores resultados.

De uma forma geral, os comentários que podemos tecer em relação ao comportamento do sujeito Jo (figura 4.10), nos diferentes ensaios, evidenciam alguma regularidade no decurso da CA. Este sujeito apresenta, após o ponto onde inicia o controlo visual, um crescimento paulatino da velocidade, sem apresentar grandes sobressaltos, alcançando a máxima velocidade próximo da tábua de chamada. Os gráficos também mostram que o período de retoma é muito breve. Os resultados obtidos permitiram-nos confirmar que este sujeito é o que apresenta melhor estruturação e precisão durante a CA.

Após esta breve análise de alguns casos por nós seleccionados, resta-nos tecer algumas considerações acerca do problema da reprodutibilidade (Figura 4.12).

Um dos objectivos que guia o treino desportivo relaciona-se com a capacidade do sujeito, em situações extremas, ser capaz de reproduzir em diferentes ocasiões ou ensaios, prestações motoras de elevado nível. Para que isso seja possível, o sujeito

repete inúmeras vezes e em diferentes condições, um determinado gesto motor. Tendo em conta este aspecto, foi nossa intenção analisar até que ponto os nossos sujeitos eram capazes de reproduzir a sua CA. Como se pode constatar pela figura 4.12, os nossos sujeitos, exceptuando o caso 4.12-9.d, apresentam grandes barras de erro, indicadoras de uma grande variabilidade no decurso da CA. Provavelmente, essa variabilidade deveria ser maior na fase correspondente à corrida programada, diminuindo na fase de controlo visual. Para algumas situações é observável uma redução da variabilidade na parte intermédia da corrida, para depois aumentar na parte final, fase correspondente ao controlo visual do atleta, (caso 4.12-9.a). Noutros casos, não nos é possível tecer qualquer comentário devido à variabilidade apresentada ao longo de toda a CA (casos 4.12-9.b e 4.12-9.c). Estes resultados apontam para a necessidade de se prestar uma maior atenção à CA se, porventura, pretendermos obter desempenhos de nível internacional.

4.2.4.1 Balanço energético da chamada considerando o saltador como um corpo rígido

O Quadro 4.10 permite-nos verificar que a velocidade durante a chamada decresce, devido à necessidade da transformação da velocidade de deslocamento horizontal em vertical. Essa perda, na componente horizontal, é inferior relativamente ao crescimento que se observa na componente vertical. Assim, é de supor que ocorram variações energéticas durante a chamada, as quais pressupõem uma perda de energia, apesar do apoio enérgico ali produzido.

Os nossos resultados (quadro 4.10) salientam um papel diferenciado de cada uma das componentes da velocidade, no que diz respeito às perdas e ganhos de energia na chamada. Assim, enquanto na componente horizontal são constatadas perdas de energia, já na componente vertical ocorrem ganhos. Uma análise comparativa dos resultados obtidos, tanto pelos homens como pelas mulheres, entre a ½ CA e a CA_T (quadro 4.11) direcciona a nossa atenção para os seguintes factos: (1) os homens perdem mais energia na componente horizontal e resultante da velocidade durante a ½ CA em relação a CA_T; (2) na componente vertical existe um ganho superior de energia na CA_T relativamente à ½ CA (3) nas mulheres, observa-se uma perda de energia mais elevada na componente horizontal e resultante da CA_T.

Relativamente às perdas energéticas na componente horizontal, os factos acima apontados vêm demonstrar a dificuldade da gestão de energia, quando o meio

empregue é a CA_T, onde a velocidade de deslocamento é superior. No entanto, estes resultados são contrariados pelos obtidos nas mulheres, ao apresentarem perdas superiores para a 1/2 CA. Este comportamento pode significar que, ou estão mal treinadas na utilização da CA_T, ou, então, o seu empenho não foi máximo. Na componente vertical o comportamento exibido, de uma forma geral, está de acordo com as nossas expectativas. Um ganho energético acentuado nesta componente significaria que o atleta promoveu o abaixamento do CM na recepção da chamada (Diachkov, 1950, 1953; Andreev e Mirzaev, 1970; Hay, 1987; Nixdorf e Bruggemann, 1983), enquanto que se o apoio fosse realizado na fase ascensional da trajectória do CM (Doolittle, 1982; Jarver, 1970; Ridka Drdacka, 1986; Schmolinsky, 1978), o ganho não seria elevado. Apesar de uma corrente da literatura defender que deve existir um abaixamento do CM, um ganho energético muito acentuado seria sinónimo de uma técnica deficiente.

Ainda em relação ao aumento da velocidade, é de referir que tem implicações na rigidez do sistema, a qual é função da força e, por sua vez, no tempo de resposta e transferência intersegmentar de energia. Esta situação pressupõe, para aqueles saltadores que apresentem grande rigidez, tempos de resposta muito curtos, pelo que perderiam menos energia na componente horizontal e promoveriam pequenos ganhos energéticos na componente vertical. Se, eventualmente, fosse observada um abaixamento do CM, então, estes sujeitos, teriam um comportamento contrário ao descrito anteriormente.

No referente às perdas resultantes na ½ CA e CA_T os nossos resultados situam-se respectivamente entre os 16 % e 23%, estando claramente distanciados dos 6% a 7% apresentados pela literatura (Bruggemann e Nixdorf, 1985; Lees *et al.*,1993). No entanto, os valores apresentados pelos autores citados parece-nos muito baixo pelo facto de se verificarem perdas de velocidade nos atletas de elite, em valores que oscilam entre 1 a 2 m/s (Hay et al., 1987; Bruggemann e Nixdorf, 1990). Contudo, parece-nos que o problema central não está no facto dos sujeitos da nossa amostra terem menor energia inicial, mas, provavelmente, na sua utilização menos eficiente, como consequência de uma técnica deficiente e, provavelmente, menor força.

4.3 O Saltador Como um Sistema de Corpos Rígidos: Estudo das curvas de força de reacção do solo durante a chamada

4.3.1 Introdução

Uma análise atenta à literatura relacionada com o SC, põe a claro a reduzida atenção que a fase da chamada mereceu por parte dos investigadores. Provavelmente, esta situação ficou a dever-se à importância atribuída à fase da CA, por ali ser desenvolvida a velocidade horizontal que, como sabemos, é determinante para o resultado (Hay *et al.*, 1986; Hay e Nohara, 1990; Bruggemann e Nixdorf, 1990; Syluianov e Maximov, 1977). Tendo sido reunida informação suficiente sobre essa fase, observa-se que, na última década, se operou uma inversão dos interesses da investigação, sendo actualmente a fase da chamada considerada prioritária (Hay, 1994).

Apesar da velocidade ser determinante para o resultado, a fase mais crítica parece ser a chamada - há muitos atletas rápidos, potenciais saltadores em comprimento, só que falham na chamada. É nela que se processa a transformação da translação rectilínea em curvilínea, ocorrendo isso num intervalo de tempo extremamente reduzido. Por esta razão, para se ter sucesso nesta disciplina, as transformações energéticas, bem como o contributo muscular e segmentar, exigem do atleta uma grande capacidade técnica, coordenativa e condicional. Nesta fase, as inter-relações das diferentes variáveis serão as condições iniciais que determinarão o resultado final. Sendo a chamada a fase mais crítica para o rendimento, é de capital importância identificar os instantes críticos, as inter e intra-relações que se estabelecem entre as variáveis mais importantes para um resultado máximo.

Relativamente aos meios de investigação, constata-se, pela consulta da literatura, que o recurso à cinemática é preponderante, sendo muitas vezes a dinamometria relegada para um papel secundário. Contudo, para a chamada, este meio pode desempenhar um papel único na compreensão dos fenómenos que ali ocorrem e, ao mesmo tempo, proporcionar informações *online,* decisivas para o aperfeiçoamento técnico e, consequentemente para a melhoria do resultado. Neste estudo procederemos à caracterização das diferenças dinâmicas da chamada entre homens e mulheres. Associado a este estudo realizar-se-à outro complementar, acerca da interpretação do "godograma" e do gradiente de força.

Tendo em conta os aspectos acima apresentados, o propósito do nosso estudo consiste em: (a) caracterizar dinamometricamente a chamada (b) determinar as forças de reacção do solo; (c) optimizar a *performance.*

4.3.2 Metodologia

A amostra para este estudo foi constituída por 21 sujeitos subdivididos em subgrupos masculino e feminino que realizaram um total de 115 ensaios, realizados com meia CA e corrida completa. Esta amostra foi caracterizada no capítulo geral do material e métodos deste trabalho. De referir que dos 115 ensaios realizados, 70 foram realizados pelo grupo masculino e 45 pelo feminino.

4.3.2.1 Procedimentos Estatísticos

Para a análise estatística dos dados recorremos às seguintes técnicas: (i) para a descrição dos dados utilizamos a estatística descritiva (média e desvio padrão): (ii) para ajustamentos de rectas recorremos ao método dos mínimos quadrados, e (iii) para a comparação das médias das diferentes variáveis nos saltos efectuados com 1/2 CA e com CAT, socorremo-nos do teste t-student de medidas independentes, tendo sido fixado o nível de significância em 0.05.

4.3.3 Resultados

A apresentação dos resultados, foi subdividida em: (i) ensaios efectuados com meia CA (quadros 4.12, 4.13, 4.14 e 4.15) e (ii) saltos com CA completa (quadros 4.16, 4.17, 4.18 e 4.19).

Os resultados dos ensaios de ½ CA, correspondentes aos diferentes intervalos de tempo das forças de reacção do solo, componentes vertical e anteroposterior, estão representados no quadro 4.12. Destaca-se o facto das mulheres apresentarem tempos inferiores em T_1 relativamente aos homens, sucedendo o inverso nos outros intervalos de tempo da componente vertical da força. No que concerne à componente anteroposterior, os homens apresentam intervalos de tempo semelhantes ou inferiores às mulheres.

Quadro 4.12. Valores médios dos intervalos de tempo da componente vertical da força de reacção do solo, T1,T2,T3, T4 e T5, e anteroposterior, T1,T2,T3 e T4 para os ensaios efectuados com 1/2 CA.

½ CA	Tempos Verticais (ms)					Tempos Anteroposteriores (ms)			
	T1	T2	T3	T4	T5	T1	T2	T3	T4
Homens	11.72	15.97	26.79	42.1	43.5	12.13	82.68	28.63	14.9
	±3.07	±3.76	±12.9	±10.2	±10.6	±2.78	±13.9	±6.29	±6.15
Mulheres	11.34	17.76	36.15	36.26	44.5	12.88	88.65	28.26	16.23
	±4.64	±4.30	±12.3	±9.59	±6.55	±4.24	±8.90	±6.18	±6.10

No quadro 4.13 apresentamos os resultados médios das componentes vertical e anteroposterior da força de reacção do solo. Ao invés do que sucedia relativamente aos intervalos de tempo, os homens apresentam, para todos os instantes, picos de força mais elevados e uma variabilidade mais acentuada do que as mulheres.

Quadro 4.13. Valores médios para os picos das forças de reacção do solo vertical e anteroposterior para saltos efectuados com 1/2 CA.

	Força Vertical (N)			Força Anteroposterior (N)	
½ CA	Força 1	Força 2	Força 3	Força 1	Força 2
Homens	6436.02	2078.20	3147.29	-2637.40	323.63
	±2030.93	±620.42	±697.45	±1098.90	±74.93
Mulheres	5346.46	1752.07	2510.23	-2358.5	224.30
	±991.93	±219.96	±246.07	±616.75	±62.60

No que se refere aos impulsos produzidos pelos sujeitos da nossa amostra (quadro 4.14), há que salientar o facto das mulheres, na componente vertical da força de reacção solo, apresentarem valores superiores para o impulso 3 (imp3).

Quadro 4.14. Valores médios para os impulsos verticais e anteroposteriores das diferentes áreas para os ensaios efectuados com 1/2 CA.

½ CA	Impulsos Verticais (Ns)					Impulsos Anteroposteriores (Ns)			
Impulsos	Imp1	Imp2	Imp3	Imp4	Imp5	Imp1	Imp2	Imp3	Imp4
Homens	31.43	57.04	68.63	118.2	45.65	12.09	67.2	5.63	2.84
	±18.7	±22.6	±28.6	±38	±11.4	±7.2	±22.5	±1.43	±1.19
Mulheres	23.34	52.03	81.19	82.69	40.53	9.8	55.57	3.96	2.5
	±11.3	±13.5	±28.6	±20.0	±14.1	±6.45	±7.5	±1.66	±1.33

No quadro 4.15 são apresentados os valores médios do vector correspondente as forças de reacção do solo, na recepção (Aent), saída (Asaí) e o ângulo médio da força (godo); as forças médias durante a fase de frenagem (FMα) e aceleração (FMβ); tempos de apoio da fase excêntrica (Texce), concêntrica (Tconc) e global da chamada (Total).

Quadro 4.15. Valores médios e desvios padrão dos ângulos do vector força de reacção do solo: médio (godo), inicial (Aent) e saída (Asaída); força média na entrada (FMα) e saída (FMβ) da chamada e tempo de apoio excêntrico (Texcen), concêntrico (Tconc) e total de apoio para os ensaios efectuados com 1/2 CA.

½ CA	Ângulos (°)			Força Média (N)		Tempo Apoio (ms)		
	godo	Aent	Asaída	FMα	FMβ	TExce n	Tconc	Total
Homens	68.8	74.	79.3	287.4	49.7	96.6	43.5	140.1
	±3.07	±2.7	±1.8	±68.2	±11.6	±9.6	±10.5	±15.1
Mulheres	68.4	74.3	81.2	249.2	46.4	101.53	44.5	146.0
	±2.8	±2.0	±2.1	±25.4	±14.2	±8.1	±6.6	±9.7

Contrariamente ao observado com 1/2 CA, com a CA_T observa-se que os intervalos de tempo para os homens são, de uma forma geral, superiores aos das mulheres (quadro 4.16).

Quadro 4.16. Valores médios dos intervalos de tempo da força de reacção do solo vertical, T1,T2,T3, T4 e T5, e anteroposterior, T1,T2,T3 e T4 em ms para os ensaios efectuados com CA_T.

CA_T	Tempos Verticais (ms)					Tempos Anteroposteriores (ms)			
	T1	T2	T3	T4	T5	T1	T2	T3	T4
Homens	13.8	18.53	21.17	42.46	37.9	13.85	76.5	22.78	14.92
	±4.42	±4.16	±6.63	±14.7	±9.62	±4.84	±10.6	±5.08	±7.22
Mulheres	16.47	20.09	29.09	33.09	42.66	17.28	81.28	28.33	14.33
	±7.05	±5.07	±7.67	±8.34	±6.34	±8.13	±5.85	±6.83	±5.39

Com a CA completa, mantém-se a tendência para homens e mulheres no que se refere aos picos das forças de reacção do solo, vertical e anteroposterior, como pode ser observado no quadro 4.17.

Quadro 4.17. Valores médios para os picos das forças de reacção do solo vertical e anteroposterior para saltos efectuados com CA_T.

	F Vertical			Força Anteroposterior	
CA_T	Força 1	Força 2	Força 3	Força 1	Força 2
Homens	7994.5	2750.3	3687.1	3589.0	394.1
	±1134.5	±468	±351.9	±456.0	±98.9
Mulheres	5173.5	1785.2	2406.0	2770.9	252.9
	±804.8	±44.3	±201.8	±424.9	±49.28

Os impulsos produzidos durante a chamada quando os sujeitos recorreram à CA completa estão representados no quadro 4.18, onde se verifica o predomínio dos homens relativamente às mulheres.

Quadro 4.18. Valores médios para os impulsos verticais e anteroposteriores das diferentes áreas para os ensaios efectuados com CA_T.

CA_T	Impulsos Verticais (N.s)					Impulsos Anteroposteriores (N.s)			
Impulsos	Imp1	Imp2	Imp3	Imp4	Imp5	Imp1	Imp2	Imp3	Imp4
Homens	42.4	84.9	66.7	120.1	43.6	19.6	81.0	5.38	4.2
	±14.7	±20.4	±17.5	±32.1	±17.8	±8.05	.±16.4	±2.18	±2.2
Mulheres	29.14	58.66	62.95	72.23	27.76	15.09	55.8	4.3	2.4
	±9.5	±16.1	±18.3	±19.5	±15.6	±6.2	±6.2	±1.3	±1.0

No quadro 4.19 são apresentados: (i) resultados relativos aos valores médios para os ângulos do vector força de reacção do solo na recepção (Aent), saída (Asaída), e média da força durante todo o apoio (godo), (ii) as forças médias durante a fase excêntrica (FMα) e concêntrica (FMβ) e, (iii) os tempos de apoio durante as fases atrás referidas (TExcen), (TCon) e de toda a chamada (Total) com CA completa.

Quadro 4.19. Valores médios para os diferentes ângulos, dinâmica da força (godo), do vector força na entrada (Aent) e saída (Asaída), força média na entrada e saída da chamada e tempo de apoio excêntrico (TExcen), concêntrico (TConc) e total de apoio para os ensaios efectuados com CA_T.

CA_T	Ângulos (°)			Força Média (N)		Tempo Apoio (ms)		
	godo	Aent	Asáida	FMα	FMβ	T.Excen	TConc	Total
Homens	65.1	74.5	79.3	343.7	40.7	91.4	38.5	129.5
	±5.3	±4.6	±3.1	±42.6	±9.61	±10.5	±9.6	±10.2
Mulheres	65.5	71.9	79.6	237.4	37.9	98.76	42.66	141.42
	±2.8	±2.2	±1.9	±26.4	±9.6	±7.01	±6.34	±9.45

Para a análise da evolução da força durante a chamada recorremos a duas representações gráficas, uma vectorial e outra escalar, que passamos a descrever (figuras 4.13 e 4.14).

O Godograma. Para uma avaliação mais aprofundada do fenómeno da chamada, no *Dinamteste* foram escritas rotinas que possibilitaram a sua representação vectorial, considerando a componente vertical e horizontal das forças de reacção do solo (figura 4.13).

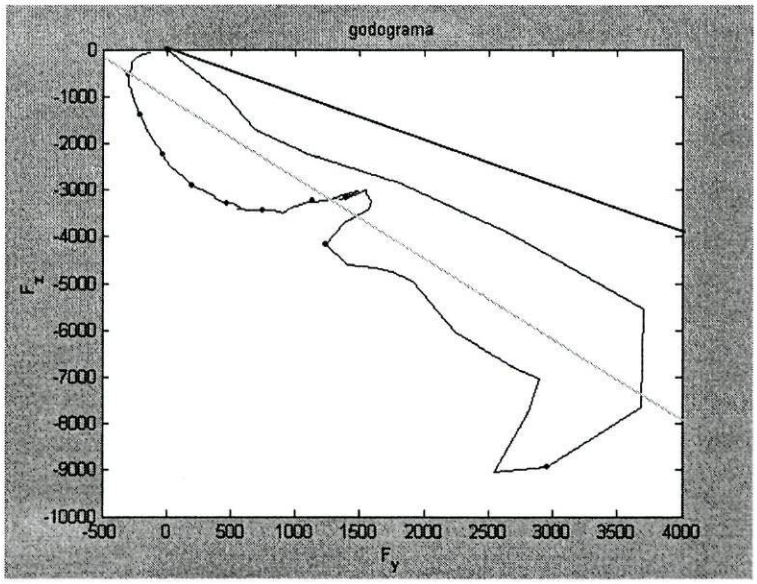


Figura 4.13. Output do "godograma" representativo do comportamento médio da força durante a chamada.

Para a análise de um godograma a primeira tarefa a executar passa pelo traçado de uma bissectriz e de outra recta, que represente o declive $(declive \equiv m = tg\alpha)$ do referido diagrama de força. Os pontos centrais a reter são: (i) nenhum ponto deste diagrama deve estar acima da bissectriz, porque, se tal se verificasse, significaria que as forças de travagem seriam superiores às de sustentação. Ora tal não seria razoável porque o objectivo do saltador é o de produzir elevadas forças de elevação, i.e., de sustentação e, pequenas forças de travagem; (ii) a recta de interpolação descreve-nos, a tendência média da força ao longo do tempo, i.e., a estrutura da chamada, que não depende do peso ou da velocidade, e que não é de análise imediata através da observação das curvas das forças de reacção do solo.

Aquando da análise de uma chamada, quanto maior o declive do godograma mais a chamada é em "passagem", resultando em pequenas forças de travagem. O inverso, pequenos ângulos, representariam uma chamada em força, onde se destacariam grandes forças de travagem.

Especificamente no caso representado na figura 4.13, o sujeito salta da esquerda para a direita. No eixo vertical está à representação da componente vertical da força de reacção do solo (F_Z) e no horizontal a força de reacção anteroposterior (F_Y). A orientação do eixo vertical é negativa para baixo (o sentido da gravidade) e, o eixo horizontal é positivo no sentido do deslocamento.

O gradiente de força. Outra forma de estudar as forças de reacção do solo seria através do gradiente de força. Trata-se de uma representação também desenvolvida no *Dinamteste* que possibilita avaliar a dinâmica da chamada pela representação escalar da derivada da força, grandeza física "equivalente" à potência (figura 4.14). Significa que através do gradiente temos informações sobre as taxas de crescimento da força $\frac{dF_z}{dt}$. Assim, o gradiente de força é a derivada da componente em estudo em ordem ao tempo.

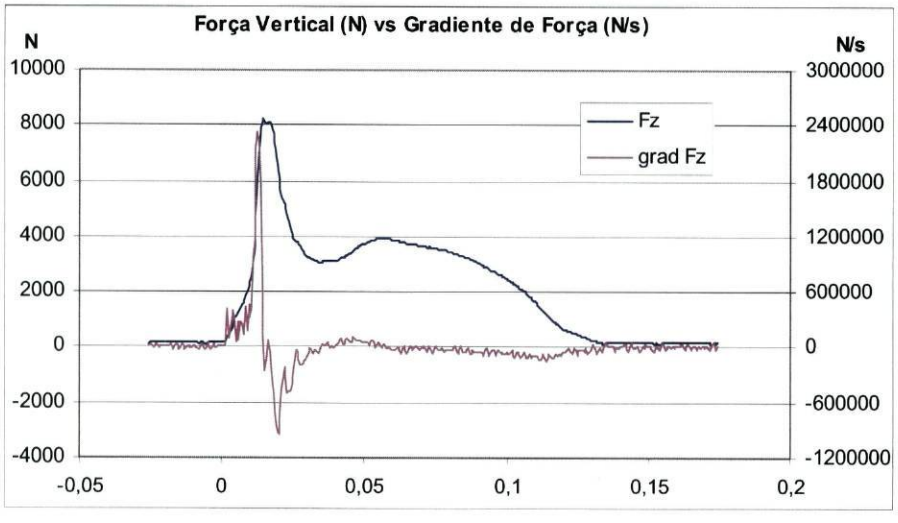


Figura 4.14. Evolução da força e do gradiente de força ao longo do tempo.

Entre outros aspectos esta representação permite-nos perceber as razões, da delimitação das forças de reacção do solo, numa zona passiva e outra activa, vulgarmente denominadas por "pico passivo" e "pico activo" na componente vertical. Como ponto de partida, esta representação transmite-nos, em certa medida, informações sobre os aspectos neurais da chamada, i.e., relacionadas com o controlo motor consciente e neural.

De notar (figura 4.14), que existem dois eixos, um para a força vertical outro para o gradiente de forças. Como os valores da força de reacção do solo na componente médio lateral e anteroposterior são muito inferiores aos da componente vertical assumiu-se que a força vertical era igual a força de reacção do solo (como $Fx, Fy << Fz, Fz = |F|$.

4.3.4 Discussão

Os resultados por nós obtidos permitem afirmar, relativamente aos intervalos de tempo (quadro 4.17 e 4.21), que as mulheres, quando utilizam a meia CA, apresentam, de uma forma geral, intervalos de tempo superiores aos homens no conjunto de T1 e T2. Esta tendência não se verifica com a utilização da CA completa.

O intervalo de tempo necessário para se atingir o primeiro máximo da força vertical (T1), bem como o seu valor, dependem da velocidade com que o sujeito aborda a tábua de chamada (Ortiz, 2001), do calçado (Kim et al., 1994), da desaceleração do membro inferior de apoio (Bobbert et al., 1991), i.e., da rigidez de todo o sistema (Tiupa et al., 1985; Seyfarth et al., 1999; Ortiz, 2001) e da posição de entrada. Quanto ao segundo intervalo, T2, o mesmo está intimamente relacionado com a capacidade do sujeito resistir à deformação, i.e., à rigidez de todo o sistema. Esta deformação causa um mínimo local sendo inferior em saltos onde se observem elevados picos de força máxima (Ortiz, 2001). Os nossos resultados põem em evidência, nos intervalos T1 e T2 da componente vertical das forças de reacção do solo entre a CA e a CA_T, diferenças estatisticamente significativas, sendo para os homens em ambos os instantes $p \leq 0.01$ e, para as mulheres $p \leq 0.007$ e $p \leq 0.02$, respectivamente. Na componente anteroposterior é de assinalar diferenças estatísticamente significativas no intervalo T2 para as mulheres, $p \leq 0.001$ e em T2 e T3, para os homens, $p \leq 0.03$ e $p < 0.0001$ respectivamente.

Os resultados de T1 e T2, no caso da meia corrida, sugerem que os homens não têm controlo do seu tronco, i.e., adiantam-se ocasionando reduzidos intervalos de

tempo para o primeiro pico e uma rápida deformação indicada pelo intervalo de tempo T2. Pelo contrário, a corrida completa revela que os homens parecem ter maior domínio do seu corpo e capacidade para resistir às grandes forças de travagem a que estão submetidos.

Prosseguindo a nossa análise, destaca-se o facto dos homens, para as duas situações avaliadas, apresentarem intervalos de tempo inferiores relativamente as mulheres em T3, i.e, na chamada zona activa da componente vertical da força. Esta característica revela um maior controlo motor sobre a sua capacidade de produzir rapidamente força. Também é visível que conseguem prolongar a produção de força durante mais tempo (T4). Esta constatação vai de encontro do defendido na literatura, de que uma fase activa de maior duração, permite um desenvolvimento superior de forças e, por consequência, uma maior velocidade vertical de saída (Ortiz, 2001). No que toca às diferenças temporais entre a ½ CA e a CA_T, a tendência observada vai no sentido de intervalos de tempo inferiores para a CA_T o que está em concordância com as superiores velocidades de deslocamento aqui produzidas. Por outro lado, é de supor que seja mais difícil o desempenho técnico nessas condições.

Quanto aos impulsos gerados (quadros 4.19 e 4.23), os mesmos vêm confirmar a maior capacidade dos homens para produzir força durante a chamada, relativamente às mulheres. Quando comparadas a corrida completa e a meia corrida, verifica-se que os impulsos verticais produzidos pelas mulheres na parte activa são superiores àqueles que se observam com CA completa. É de referir, também, o facto de se verificarem diferenças estatisticamente significativas no imp3 e 5 da componente vertical, respectivamente, $p \leq 0.01$ e $p < 0.001$, para as mulheres, enquanto nos homens essas diferenças se situam no imp 1 e, sobretudo, no imp 2, respectivamente $p=0.007$ e $p=0.00$. No caso dos homens, estas diferenças estatísticas podem, eventualmente, ser justificadas pelo maior tempo e área observadas aquando da utilização da corrida completa; no que concerne às mulheres, dada a sua maior dificuldade de lidarem com elevadas velocidades, a aplicação de forças durante a fase activa da chamada é substancialmente menos conseguida.

Estes resultados demonstram que as mulheres apresentam um nível coordenativo e condicional superior quando utilizam a meia corrida relativamente à CA completa. Já os homens, embora evidenciem algumas carências técnicas, parecem dispor de um maior acervo motor para os dois tipos de corrida. Uma análise dos

impulsos produzidos confirma parcialmente a afirmação de que os homens apresentam maior capacidade para aplicar força na parte activa da chamada, isto porque só se verificam diferenças significativas nos impulsos produzidos no intervalo T4 da componente anteroposterior (imp4) onde $p \leq 0.005$. Uma maior capacidade de produzir força tornar-se-ia mais evidente se, durante o intervalo correspondente ao imp 3 e 4 da componente vertical, se observasse um melhor desempenho, traduzido por diferenças significativas em relação a ½ CA, facto que não se verifica. Estes resultados podem significar que, apesar de disporem de maior habilidade para aplicar força nessa fase, deixam momentaneamente de "empurrar" o solo, limitando-se a gerir a sua velocidade.

Todavia, destacamos que, enquanto os homens demonstram alguma capacidade para aplicar força, tal não parece ser verdade para as mulheres, onde se verifica uma diminuição nos valores dos impulsos produzidos na fase activa da chamada (imp3, imp4, imp5). Ainda nesta ordem de ideias, os homens apresentam diferenças significativas nos impulsos produzidos durante toda a fase de travagem, da componente anteroposterior (imp1 com $p \leq 0.0001$ e imp2 para $p \leq 0.003$), enquanto as mulheres somente apresentam diferenças em Imp1, com um $p \leq 0.006$. De acordo com o descrito na literatura, sabe-se que a acção concêntrica será mais potente quando antecedida de uma forte acção excêntrica (Bosco e Komi, 1979; Edman *et al.* 1978). Esta afirmação é constatada na prática, através dos impulsos produzidos pelos homens na parte activa da chamada, após forte acção frenadora. Para as mulheres tal não se verifica, vindo confirmar a sua deficiente capacidade para promover, ou resistir, a grandes forças durante a chamada, o que pode significar carências de natureza técnica ou condicional.

Durante a chamada, o saltador deve aplicar força contra o solo ao longo de todo o apoio. Através do impulso 5 da componente vertical das forças de reacção do solo, é visível a quebra nesse desiderato por parte das mulheres, principalmente quando utilizam a corrida completa. Provavelmente, esta será uma das causas das diferenças significativas verificadas nos impulsos produzidos na chamada entre as duas variantes de CA $p \leq 0.006$. Os aspectos referidos para a componente vertical são confirmados, de uma forma geral, pelos impulsos produzidos na componente anteroposterior.

No que diz respeito às forças médias produzidas, é notória a elevada diferença entre homens e mulheres nas forças de travagem e aceleração representadas por $FM\alpha$, $FM\beta$ (quadros 4.20 e 4.24). Contudo, é de assinalar a redução dessa diferença

quando o meio avaliado é a 1/2 CA, particularmente para as forças acelerantes. Destacam-se, tal como para outras variáveis acima estudadas, diferenças estatisticamente significativas em FMα e FMβ respectivamente com $p \leq 0.0001$ e $p \leq 0.002$, para os homens, enquanto que para as mulheres, essa diferença situa-se na fase acelerante, FMβ, com $p=0.02$.

No que diz respeito ao tempo de duração do apoio na chamada (quadros 4.20 e 4.24) e suas delimitações, o nosso estudo vem confirmar a redução dos mesmos quando transitamos da ½ CA para a CA_T, quando se trata dos homens. Foram observadas diferenças estatisticamente significativas na fase excêntrica, concêntrica e todo o apoio, com os valores de $p \leq 0.03$, $p \leq 0.04$ e $p \leq 0.0006$. Este resultado vem confirmar a tendência para um menor tempo de apoio, resultante de uma maior velocidade de deslocamento. No caso das mulheres, apesar de se observar alguma redução nos tempos acima referidos, não se registaram diferenças estatisticamente significativas. Este resultado leva-nos a sugerir uma maior atenção no trabalho específico dos saltos, particularmente na execução de trabalho técnico, com recurso grandes velocidades de deslocamento e à corrida completa. Quanto à relação entre a componente excêntrica e concêntrica, os nossos resultados confirmam os disponíveis na literatura de referência, onde a fase de travagem representa 2/3 do tempo de contacto com o solo e a de aceleração 1/3 (Ortiz, 2001).

Para grande parte das variáveis aqui apresentadas, a informação disponível na literatura é escassa, dificultando a comparação e confrontação com os nossos resultados. Não obstante, informação cedida pelo Centro de Alto Rendimento de Madrid (dados relativos a um atleta – JO), permite-nos comparar os nossos resultados com os obtidos por este saltador. Assim, comparando os resultados é possível destacar uma diferença entre a nossa amostra e este sujeito, no referente: (i) aos intervalos de tempo que delimitam as curvas das forças de reacção do solo, (ii) às forças desenvolvidas nos pontos notáveis, (iii) aos ângulos de entrada e saída, com vantagem para JO. Relativamente aos intervalos de tempo, os resultados mostram que JO é um saltador com reduzidos intervalos de tempo em T1 e T2, denotando também uma elevada produção de força. Significa que, este sujeito, provavelmente pelas características do treino técnico/condicional e/ou genéticas, apresenta um elevado desenvolvimento nas qualidades que caracterizam os ciclos de alongamento encurtamento. Isto é tanto verdade quando se observam as forças que este sujeito desenvolve nos picos máximos da componente vertical (F1 e F3) e a travagem que promove na componente anteroposterior. Outros aspectos que o

distinguem da nossa amostra são os ângulos de entrada e saída do vector força. Observa-se que JO apresenta um menor ângulo na entrada (73º) relativamente à nossa amostra (74.5º), o que significa uma maior inclinação nesse instante, permitindo-lhe um maior percurso no apoio e maiores forças de impacto, as quais contribuem para uma maior quantidade de movimento (Seyfarth et al. 1999) e, por consequência, um melhor resultado. Por outro lado, este sujeito, apesar de efectuar um maior percurso durante o apoio, já que o seu ângulo é inferior ao da nossa amostra, denota tempos de apoio inferiores em 37 ms.

Outro aspecto que se pretende caracterizar neste estudo é a descrição do comportamento vectorial da força (figura 4.13). A este respeito, observa-se que o sujeito, no início da chamada, pressiona o solo vigorosamente, de modo a que os valores máximos das componentes vertical e horizontal da força, em módulo, sejam obtidos em poucos ms, o que coincide com o primeiro pico de força máxima. A partir desse instante há um retrocesso no traçado da força, até ao surgimento de uma depressão. Toda a área representada, desde o início até ao ponto onde se inicia a depressão, corresponde à fase passiva da chamada. A concavidade não é mais do que uma zona de transição para a fase activa da chamada, que pode ser subdividida em controlo e propulsiva. Sobre os pontos originais, foram desenhados outros, com uma frequência de amostragem inferior à da recolha, com o intuito de transmitir uma imagem da sua evolução temporal. São pontos igualmente espaçados no tempo.

Idealmente deveria verificar-se: (i) um impulso maior na parte posterior do godograma, representada pela área que se situa atrás da projecção vertical do zero inicial da componente horizontal da força; (ii) a "travagem para baixo" deveria ser uma linha recta sem irregularidades, e (iii) o retorno até a zona propulsiva, deveria acontecer o mais rapidamente possível. Contudo, devido aspectos fisiológicos, não é possível registar-se comportamentos semelhantes ao ideal.

A análise das fases passiva e activa leva-nos a supor que a primeira fase é pré-programada, sem controlo motor activo, pelo que é difícil de alterar com o treino. Por outro lado, quando se dá o controlo consciente da acção, há um ajustamento daquilo que deveria ser uma recta, verificando-se nova travagem antes de entrar na zona propulsiva.

A observação do traçado correspondente ao gradiente de força (figura 4), evidencia um grande pico no início da chamada, num intervalo de tempo inferior a 10 ms. A força exercida por este sujeito está na ordem dos 8500 N, tal como se pode observar nas figuras 4.13 e 4.14. Se considerarmos a máxima força voluntária concêntrica,

parece-nos que nenhum ser humano ultrapassa limites situados entre os 350 e os 400 kg/f. Quanto ao gradiente de força observam-se crescimentos na ordem 1200 a 2400 N/ms, no intervalo correspondente ao primeiro pico máximo de força. Taxas tão elevadas de crescimento de força, em tão breves intervalos de tempos, i.e., potências tão elevadas como as aqui representadas, são excessivas e não dependem de controlo motor consciente. Esta situação conduz-nos a uma limitação de natureza muscular.

São visíveis após o pico inicial do gradiente de força, pequenos picos de elevada intensidade que intersectam o eixo. Tal situação significaria a activação e desactivação dos músculos agonistas e antagonistas. Para encontrarmos alguma explicação para tais ocorrências, foram recolhidas informações sobre o sistema nervoso, cuja fonte foi a *Neurology-Info.net* da *Biomedical Network* (sítio, *www.neurology-info.net*). Pode ler-se que: (i) o tecido nervoso, cuja célula básica são os neurónios, é capaz de receber e transmitir impulsos eléctricos, (ii) os neurónios são habitualmente classificados em função da sua velocidade de condução, diâmetro e presença ou ausência de isolamento de bainhas de mielina; e (iii) as fibras tipo A mielinizadas podem conduzir impulsos eléctricos a uma velocidade que varia entre 12 a 120 m/s, as do tipo B que também são fibras mielinizadas transmitem impulsos a uma velocidade de 3 a 5 m/s; e as fibras C, que não são mielinizadas, transmitem impulsos à velocidades inferiores, i.e., 2.5 m/s. Consideremos para a nossa análise as fibras mais rápidas, tipo A, que conduzem impulsos até 120 m/s e um sujeito que meça 1.83 m de altura. Quando o sujeito entra em contacto com a tábua de chamada a informação teria que percorrer uma distância aproximada de 1,80m até ao cerebelo e outro tanto para o pé de apoio. Essa operação duraria, 30 ms. Ora o traçado mostra que as transições entre os referidos picos ocorrem num intervalo de tempo muito inferior. Tendo em conta o tempo de processamento de informação e o tempo de resposta muscular, o atraso mecânico do tendão, entre outros aspectos, há claramente limitações de natureza neural e mecânica. Tudo isto parece indicar que estas acções sejam desencadeadas por potenciação reflexa, ou seja, dependendo do controlo neural periférico. Talvez a explicação para situações onde se passa de fases de ausência de força para outras de elevadas forças, nos intervalos de tempo aqui apresentados, passe por mecanismos não controlados conscientemente. Deste modo, todas as acções que se observam na primeira parte da fase de chamada não são controladas de forma consciente e, provavelmente por essa razão, essa zona seja conhecida como zona passiva.

A partir desse instante, i.e., o ponto que marca a transição entre o pico passivo e o activo, há uma estabilização do traçado, evidenciando uma pequena quebra até ao instante em que o atleta perde contacto com a plataforma. Não se observam alterações significativas no traçado, o que evidencia um controlo motor consciente. Esta é a razão pela qual, presumivelmente, esta zona é chamada de activa. Se o gradiente de força for sempre regular, significa que o sujeito está a aumentar a força. Por outro lado quanto mais oscilações forem observadas, maior o número de incorrecções. Idealmente, o comportamento deveria corresponder a um aumento contínuo do gradiente de força. A melhoria do traçado e a diminuição das oscilações poderão passar pela:

(i) melhor utilização de energia elástica acumulada na fase excêntrica do movimento da chamada;
(ii) potenciação do reflexo de alongamento (potenciação de activação mio-eléctrica);
(iii) melhoria da elasticidade muscular sediada nas pontes cruzadas;
(iv) diminuição do tempo de acoplamento (período de transição entre a fase excêntrica e concêntrica);
(v) anulação da atenuação dos reflexos inibitórios (e.g. órgãos tendinosos de Golgi).

No entanto, porque a chamada é um movimento complexo e multiarticular, a melhoria do traçado e a correspondente eficácia motora, terá sempre forte dependência dos aspectos coordenativos, sejam centrais ou periféricos.

Para concluir esta análise, diremos que taxas tão elevadas de produção de força podem ser justificadas por uma pré-activação e armazenamento de energia elástica nas estruturas tendinosas, i.e., nos elementos elásticos em série, que são posteriormente restituídas na parte activa. Esta afirmação conduz-nos aos ciclos de alongamento e encurtamento (CAE). De notar que as características da chamada enquadram-na nos ciclos alongamento e encurtamento de curta duração. As cargas armazenadas como energia de pré-activação, são a protecção do sujeito e a chave para o rendimento no SC. Este tema será abordado mais adiante, pelo que, para já, não discutiremos este aspecto.

No entanto, as variações na chamada direccionam a nossa discussão para a forma como os diferentes sujeitos organizam a sua chamada, condicionando um melhor aproveitamento da energia elástica armazenada. A literatura especializada mostra-nos que a existência de duas formas de organizar a chamada, ambas conduzindo a

travagens e ao abaixamento do CM. A primeira, a tradicional, caracteriza-se pelo abaixamento do CM em torno do eixo anteroposterior, processando-se no sentido do deslocamento (Ozolin, 1965; Schmolinsky, 1978; Wilt, 1974; Young e Marino, 1984). O abaixamento do CM tem por objectivo, promover a sua travagem de modo a que o membro inferior funcione como uma alavanca que produzirá velocidade vertical. A desvantagem desta variante será a perda significativa de velocidade horizontal. Por outro lado, em termos pedagógicos, apesar da necessidade do abaixamento do CM resultará contraproducente sugeri-la ao atleta.

Face a esta necessidade de promover um abaixamento do CM, existe outra variante alternativa com uma menor afectação da velocidade horizontal (IAAF, 1988). Assim, nos últimos anos, os saltadores americanos têm recorrido ao habitualmente designado *side-step.* Esta técnica para baixar o CM, consiste em promover no penúltimo apoio uma travagem do CM na componente médio lateral. Esta variante tem como principais consequências, um menor abaixamento do CM e um armazenamento de energia nessa componente, que será restituída aquando da retoma do sentido de deslocamento. Assim, as vantagens desta variante cifram-se num menor abaixamento do CM e, consequentemente, numa menor perda de velocidade horizontal. Todavia, esta variante põe em evidência a necessidade de um elevado nível de coordenação motora por parte do atleta. Tanto uma como outra variante têm como objectivo promover um abaixamento do CM, seja no sentido do deslocamento ou para o lado e, qualquer uma conduz, em última instância, ao ciclo de alongamento e encurtamento.

4.4 Modelos Mecânicos: o saltador como um sistema massa-molas

4.4.1 Introdução

Na sequência do estudo anterior, a chamada continua a ser a fase que suscita maior interesse e curiosidade no presente projecto. Tal facto decorre da complexidade imposta pela transição de um deslocamento horizontal para outro de natureza vertical. Esta fase constitui-se, assim, como um momento particularmente crítico dado o conjunto de fenómenos complexos que interferem e interagem num espaço de tempo muito restrito.

O estudo anterior deu início à modelação, permitiu-nos: a) caracterizar e identificar alguns das variáveis fundamentais durante a chamada do SC; (b) contribuir para a melhoria da intervenção dos treinadores no campo recorrendo ao *software* apresentado, e (c) mostrar que as curvas das forças de reacção do solo são uma característica muito pessoal do sujeito e podem provavelmente sofrer alterações como resultado do treino.

O corpo humano é uma máquina complexa, com muitos graus de liberdade disponíveis, para realizar qualquer tarefa simples (Derrick et al, 2000). Face a esta complexidade, uma estratégia de análise consiste em simplificar o sistema através de um modelo que contenha somente os traços mais relevantes das necessidades. Se o modelo for muito simples ele não reproduzirá adequadamente o fenómeno; por outro lado, um modelo excessivamente complexo causará problemas de interpretação. Uma forma de resolver esta situação em sistemas conservativos, e mais particularmente na chamada do SC, passaria pelo recurso ao modelo de massas e molas. Através deste modelo é possível modelar a chamada com um número reduzido de componentes mecânicas e descrever a dinâmica do CM e do membro inferior de apoio.

Os animais deslocam-se alternando fases de apoio e de suspensão utilizando o seu sistema músculo esquelético como molas para alternadamente armazenar e restituir energia elástica (Cavagna et al., 1964, 1977). Muitos estudos mostraram que o mecanismo das molas é comum na corrida, saltos, trote e galope, tanto em aves como em mamíferos (Cavagna et al.1977; Heglund et al. 1982). Se analisarmos uma chamada e os fenómenos a ela associados verificamos que é possível descrevê-la recorrendo a um sistema que reduza o corpo humano a uma haste invertida, uma mola e uma massa (Farley e Gonzalez, 1996). Para tal deve

ser assumido que o nosso sistema é conservativo em termos energéticos. Todavia julgamos que a chamada do SC tem características dissipativas pelo que não deverá ser uma mola perfeita.

Diferentes autores recorreram ao mecanismo das molas para desenvolver modelos mecânicos com o intuito de simular fundamentalmente a corrida e o galope e em alguns casos saltos como pode ser observado no quadro 4.20.

Quadro 4.20. Quadro representativo de autores que recorreram ao modelo massas molas para simular galopes corridas e saltos.

Modelos	Autores	
	Corridas e galopes	Saltos
1 Massa Mola	Alexander e Vernon, (1975); Luhtanen e Komi (1980); Blickhan (1989); McMahon e Cheng (1990); Alexander (1992); Farley et al. (1996), (1991);	Seyfarth et al. (1999);
2 massas e 2 molas		Özgüven e Berme, (1988); Seyfarth et al. (1999)

A limitação associada a estes modelos tende a ser do tipo fisiológica/muscular, pelo facto da representação dos acontecimentos ser demasiado mecânica destacando-se os seguintes aspectos:

a) assume geralmente as velocidades de saída e recepção iguais para diferentes intervalos do movimento em acções cíclicas, o que não é verdade;
b) não prevêem desvios a simetria;
c) são modelos que assumem comportamentos lineares enquanto que, na realidade, geralmente são não lineares.

O propósito do nosso estudo consiste em: (a) modelar o MI de chamada como um pêndulo invertido de uma massa e uma mola; (b) modelar o MI de chamada como um pêndulo invertido de duas massas e duas molas (c) determinar as constantes das forças de reacção do solo; (d) optimizar a *performance*;

4.4.2 Material e Métodos

A descrição geral do material e métodos que permitiram a realização deste estudo vêm descritos no subcapítulo 3.3.5. No entanto, é de referir que seleccionamos

aleatoriamente 5 saltadores para a realização do presente estudo. Através destes sujeitos foram testados os modelos computacionais por nós desenvolvidos bem como foi simulado o SC por esta técnica particular.

4.4.2.1 Recolha e tratamento dos dados dinâmicos e cinemáticos

Além dos procedimentos descritos no subcapítulo 3.3.7 e 3.3.8, relativos à recolha e tratamento geral dos dados, há a referir que inicialmente as forças de reacção do solo foram tratadas através do *software* escrito em ambiente *Matlab* "*Dinamteste*". Contudo, foram efectuados outros procedimentos ainda em relação ao tratamento de dados, quer cinemáticos, quer dinâmicos, que descreveremos de forma sucinta e sobre os quais teceremos algumas considerações.

4.4.2.2 O Conceito de rigidez

Uma das constantes fundamentais no desenvolvimento do modelo massa molas é a rigidez a qual estabelece a relação entre a força aplicada e a variação do comprimento ou a deformação da mola. A rigidez dos membros inferiores tanto em humanos, como em animais, é obtida por aproximação através da constante da mola do modelo massa-mola (McMahon e Cheng, 1990; Alexander, 1992; Arampatzis et al, 1999; Farley *et al.,* 1996; Seyfarth et al, 1999). Para o nosso estudo seguimos o mesmo procedimento. Contudo é de realçar as diferenças que se verificam nos resultados em função do método utilizado, i.e., o teórico proposto por McMahon e Cheng (1990) e o cinemático de Luhtanen e Komi (1980), ou ainda o efectuado por Farley et al. (1993) com base na medição das forças de reacção do solo seguido do calculo teórico da variação do comprimento da mola. Neste capítulo, Arampatzis et al. (1999) concluíram que o método de McMahon e Cheng (1990) sobrestima a variação da distância real entre o CM dos sujeitos e o ponto de origem dos vectores de força, resultando em valores inferiores de rigidez. Para determinarmos a rigidez, no presente estudo, o primeiro passo consistiu na aquisição de dados cinemáticos e dinâmicos durante a chamada.
Posteriormente foi determinado o comprimento do MI (r), definido como a distância do CM à concavidade do pé, ponto este que representa o centro de rotação do sistema. Um coeficiente de alongamento (r+) foi determinado considerando a diferença entre o comprimento inicial (r_0) e final (r_E) do MI em função da variação do ângulo, tal como em Seifarth et al (1999),

$$r+ = r_E - r_0 \tag{4.17}$$

A expressão 4.17 descreve o alongamento do pé ao longo da trajectória do MI. Nos nossos cálculos, considerámos uma mola cujo comprimento em repouso cresce pelo que o comprimento do MI foi representado pelo parâmetro l (α), tal que

$$l(\alpha_0) = r_0 \tag{4.18}$$

Onde r_0 representa o comprimento inicial do membro inferior e α_0 o angulo na no instante de recepção.

assim,

$$l(\alpha_{final}) = r_E = r_0 + r_+ \tag{4.19}$$

Tendo em conta o efeito do pé durante a chamada, determinou-se a constante de alongamento ε onde,

$$\varepsilon = \frac{l_{(\alpha final)} - l_{(\alpha 0)}}{\alpha_{final} - \alpha_0} \tag{4.20}$$

Posteriormente, considerando o instante onde foi atingido o pico máximo de força na componente vertical das forças de reacção solo ($Fz_{máx}$), obtido através da plataforma de forças, e o deslocamento da mola (ε), i.e., a variação do comprimento do membro inferior de chamada nesse instante, obtido através da digitalização de imagens, foi determinada a rigidez.

$$k_{MI} = \frac{Fz_{máx}}{l_{máx} - r_{máx}} \tag{4.21}$$

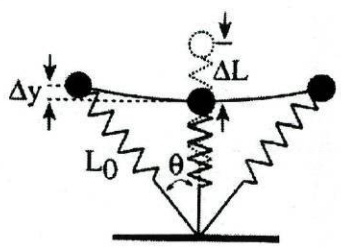


Figura 4.15. Modelo massa mola simples (adaptado de Farley *et al.*, 1993)

4.4.2.3 Modelo massa-mola simples

Iniciamos a nossa pesquisa recorrendo a um modelo de uma massa e uma mola linear. Com base nestes pressupostos pesquisámos no sentido de encontrar as equações que poderiam descrever o nosso movimento, i.e., a chamada do SC. Para esta situação recorremos a equações diferenciais de segunda ordem. Assumindo que a energia se conserva durante a chamada, e negligenciando o pico passivo, podemos modelar o membro inferior como uma mola simples (Blickhan, 1989). As equações propostas por este autor, que serviram de base para o nosso modelo, são as seguintes:

$$\ddot{x} = x\omega^2\left(\frac{\ell}{\sqrt{x^2+y^2}}-1\right) \qquad (4.22a)$$

$$\ddot{y} = y\omega^2\left(\frac{\ell}{\sqrt{x^2+y^2}}-1\right)-g \qquad (4.22.b)$$

onde

ℓ = comprimento do MI de apoio

ω^2 = frequência do sistema com ω^2= k/m

g = aceleração da gravidade

Atendendo a que o "pacote" de *software* utilizado não processa equações diferenciais não lineares de segunda ordem, estas foram transformadas em equações de primeira ordem e calculadas por integração numérica, recorrendo à função *ODE45* do *Matlab*. Para tal foi escrito um programa computacional em ambiente *Matlab*, no nosso laboratório.

Para a execução do programa foram estabelecidas condições iniciais tais como a velocidade horizontal, velocidade vertical, ângulo de recepção, rigidez e comprimento do membro inferior.

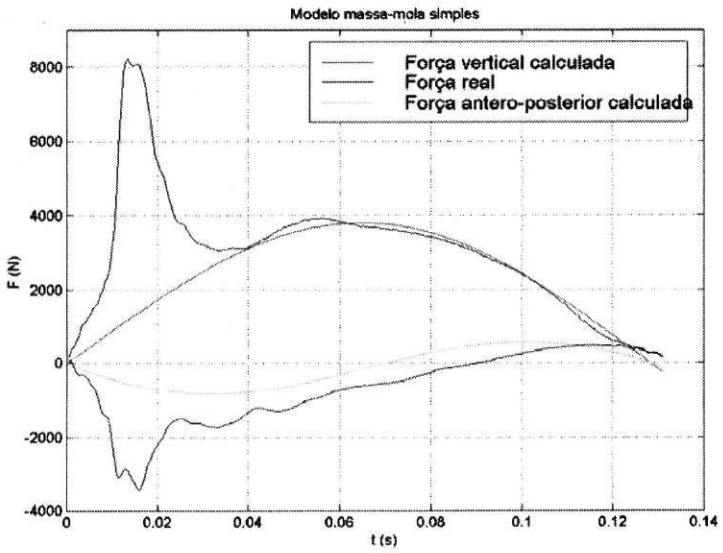


Figura 4.16. Componentes horizontal e vertical da força de reacção do solo simulada e real, obtidas através do modelo massa-mola simples (de notar que só é reproduzida a fase activa).

Com estas condições iniciais reproduzimos a componente activa da força de reacção do solo (Figura 4.16). Uma das limitações deste modelo relaciona-se com a impossibilidade de modelar a fase passiva da componente vertical das forças de reacção do solo. Por outro lado sabemos que a chamada não é um fenómeno conservativo pelo que a representação do MI de apoio por uma mola linear não corresponde à realidade e não nos permite uma intervenção junto aos atletas.

4.4.2.3.1 Discussão de resultados (Massa-mola simples)

Através deste modelo verificamos que, para uma dada velocidade horizontal de entrada, a rigidez e o ângulo de recepção são determinantes para o resultado no SC, o que corrobora os resultados de Seyfarth et al. (1999). Por outro lado, existe um valor óptimo para estas variáveis, considerando o resultado a obter. Constatámos que quanto maior era a rigidez, menor era o tempo de apoio, o que resulta num menor tempo de resposta da mola, atingindo-se rapidamente o pico máximo na componente vertical das forças de reacção do solo. Por outro lado, quanto maior o ângulo de entrada, menor é o valor da componente vertical da força. O aumento da velocidade não parece ter grande influência na componente vertical da força.

Sujeitos muito rápidos poderão utilizar menores ângulos de entrada, desde que tenham uma boa rigidez. Por outro lado, quanto maior for a rigidez maior será o valor da componente activa da força vertical. Observa-se que o tempo de apoio calculado tende a ser superior ao real, o que constitui outra das deficiências deste modelo.
Apesar de permitir a representação da componente activa da força de reacção do solo, este modelo apresenta muitas lacunas na descrição da realidade.
Outro aspecto analisado e que confirma os resultados de Blickhan et al., (1995) e Seyfarth *et al.*, (1999), é o facto de que, com o aumento da extensão do MI em repouso, i.e., no instante em que a força é zero, melhora-se a predição do pico activo da componente vertical da força. Contudo, os referidos autores também referem que uma maior extensão do membro inferior tem como consequência a redução da rigidez e o aumento do tempo de contacto. Outra consequência é a alteração do valor óptimo do ângulo de entrada, implicando valores superiores. Obviamente também haverá consequências na rigidez.

4.4.2.4 Modelo duas massas e duas molas

4.4.2.4.1 Metodologia

Como foi observado anteriormente, a modelação da chamada é irreal quando se recorre ao modelo massa-mola simples, visto os fenómenos a ela associados serem não lineares e dissipativos.
Para solucionarmos este problema recorremos então a equações diferenciais não lineares de segunda ordem. O modelo utilizado teve por base o estudo desenvolvido por Seyfarth et al. (1999). Iniciaremos esta apresentação pela transcrição das equações que descrevem o movimento para um modelo de duas massas e duas molas. As acelerações radial e tangencial são descritas para a massa 1 (m1) pelas equações 4.23a e 4.23b, enquanto que para a massa 2 (m2) estas grandezas são descritas pelas equações 4.23c e 4.23d:

$$\ddot{r}_1 = \dot{\alpha}^2 r_1 - \frac{k}{m_1}\left(r_1 - l(\alpha)\right) - g.\sin\alpha \qquad (4.23.a)$$

$$\ddot{\alpha} = -\frac{1}{m_1 r^2_1}\left(r_2.F_s - \Delta s.F_q\right) - \frac{1}{r_1}(2\dot{r}_1.\dot{\alpha} + g.\cos\alpha) \qquad (4.23.b)$$

$$\Delta\ddot{q} = \Delta s.\ddot{\alpha} + r_2.\dot{\alpha}^2 + 2\Delta\dot{s}.\dot{\alpha} + \left(F_q / m_2\right) - g.\sin\alpha \qquad (4.23.c)$$

$$\Delta\ddot{s} = -r_2.\ddot{\alpha} + \Delta s.\dot{\alpha}^2 - 2\Delta\dot{q}.\dot{\alpha} + \left(F_s / m_2\right) - g.\cos\alpha \qquad (4.23.d)$$

e as funções viscoelásticas não lineares da força:

$$F_q\left(\Delta q, \Delta\dot{q}\right) = -(c_q.\mathrm{sgn}\left(\Delta q\right) + d_q\Delta\dot{q})\Delta q^{v_q} \qquad (4.24.a)$$

$$F_s\left(\Delta s, \Delta\dot{s}\right) = -\left(c_s.\mathrm{sgn}\left(\Delta s\right) + d_s\Delta\dot{s}\right)\Delta s^{v_s} \qquad 4.24.b)$$

onde,

α = ângulo do membro inferior relação ao eixo x

r = comprimento do membro inferior (distância entre o CM e a curvatura do pé)

r_1 = posição inicial de m1

r2 = posição inicial de m2

k = rigidez do membro inferior

m_1 = massa um

m_2 = massa dois

g = aceleração da gravidade

Δr = encurtamento do membro inferior

Δs = deslocamento tangencial do balanço da massa (m2)

Δq = deslocamento da massa 2 ao longo de r

cq = cs = constante da mola

dq = ds = constante de atrito

vq = vs = constante de não linearidade

$\ddot{r}_1$ = velocidade axial

$\ddot{\alpha}$ = velocidade tangencial angular

Os programas para a descrição das forças de reacção do solo foram escritos em ambiente *Matlab* seguindo os mesmos procedimentos descritos para o modelo massa mola simples. No entanto, foi necessário determinar os coeficientes da mola, atrito, viscoelasticidade, velocidade e ângulo inicial da massa 2, os quais estão associados ao pico passivo. Assumimos que as propriedades de acoplamento destes elementos na direcção radial e tangencial eram os mesmos, ou seja que $c_q = c_s = c$, $d_q = d_s = d$, $v_q = v_s = v$. Para além das variáveis que descrevem as propriedades mecânicas do modelo massa mola simples (κ, ε), foram também determinadas as relações entre as duas massas ($\mu = m_2 / m_1$) e a relação posicional entre elas ($\lambda = r_2 / r_1$). Tal como Seyfarth et

al. (1999), as constantes viscoelásticas foram inicialmente ajustadas visualmente. Ao não termos obtido uma curva idêntica à real recorremos a uma rotina de optimização do *software Matlab* denominada *Fminu*, tendo o χ^2 como função objectivo entre a curva real e a simulada.

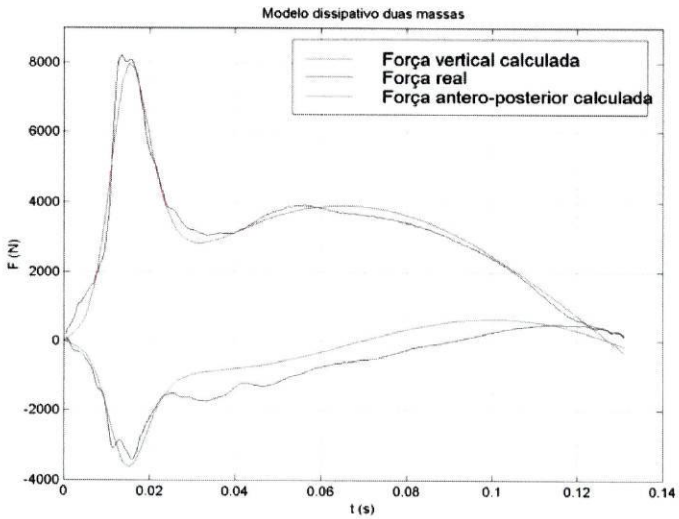


Figura 4.17. Componentes vertical e horizontal das forças de reacção do solo, real e simulada

Os parâmetros são estimados introduzindo-se as condições iniciais, tendo como consequência a obtenção de uma curva simulada idêntica à real (Figura 4.17). As condições iniciais dadas são a velocidade e o ângulo; os parâmetros, a aceleração da gravidade, massa do atleta, ângulo de recepção na chamada, comprimento do MI, as velocidades vertical e horizontal, a rigidez do MI e o tempo de integração. Por optimização são obtidos para a massa principal a constante elástica, constante de atrito, expoente de não-linearidade e para a massa oscilante a fracção da massa total, e a posição relativa. A qualidade da aproximação mecânica é medida pela comparação entre as curvas de reacção real e simulada (Figura 4.17).

De seguida passamos ao cálculo das distâncias teóricas em função da variação do ângulo e da rigidez do membro inferior (Figura 4.18).

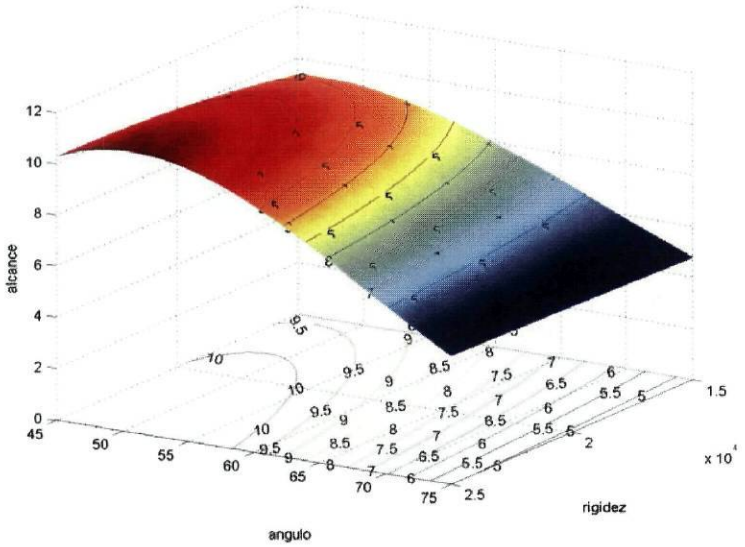


Figura 4.18. Máximas distâncias teóricas em função da variação do ângulo e da rigidez

4.4.2.4.2 O modelo mecânico do pico passivo

Logo após a recepção na chamada observamos, na componente vertical das forças de reacção do solo, um pico ao qual denominamos de pico passivo. Este pico é consequência da elevada velocidade que os atletas atingem na CA e contribui em cerca de 25% para a quantidade de movimento total. Como já foi observado anteriormente, o modelo massa-mola simples não descreve convenientemente a dinâmica da chamada, nem representa o pico passivo. Sabemos também que existem dificuldades acrescidas para a modelação das forças quando se observam impactos de duração extremamente curtas, i.e., da ordem dos milesegundos (Nigg e Herzog, 1994). De acordo com Gruber *et al.*, (1998) recorrendo a cinematografia de alta velocidade observa-se, durante os impactos, que as partes moles de cada segmento do corpo humano se deslocam relativamente aos ossos, começando por "oscilar" de uma maneira amortecida complexa. Isto significa, segundo estes autores, que este efeito não pode ser negligenciado nos primeiros 20 ms. Ante estes factos adicionamos uma segunda massa (m2) acoplada quasi-elasticamente e fortemente amortecida. Este acoplamento foi efectuado tendo em conta o conceito de "Wobbling mass" (Gruber *et al.*, 1998), i.e., as diferentes respostas dos tecidos moles e o esqueleto durante o impacto. Através da massa m2 obtemos então o pico passivo e, possivelmente,

uma melhor compreensão das ocorrências na chamada. Esta massa representa o esqueleto, a desaceleração da componente distal do membro inferior durante a recepção, bem como o movimento relativo dos tecidos moles com respeito à estrutura rígida (esqueleto).

O acoplamento entre os tecidos moles e duros foi realizado numa direcção e é descrita pela seguinte equação:

$$F = -\left(c\,sign(\Delta y) + d.v_y\right)|\Delta y|^v \qquad (4.25)$$

onde c e d são constantes, o v é o expoente, e o sign descreve a função sinal

$$sign\ (\Delta y) = \begin{cases} 1\ para\ \ \Delta y > 0, \\ 0\ para\ \ \Delta y = 0, \\ -1\ para\ \ \Delta y < 0. \end{cases} \qquad (4.26)$$

Segundo Seyfarth *et al.,* (1999) o acoplamento visco-elástico deve seguir os seguintes requisitos:

1. devido à não linearidade as forças de reacção do solo aumentam gradualmente nos primeiros 10 ms,
2. o pico passivo é simétrico no tempo, e
3. os picos activo e passivo estão claramente separados.

Juntando-se a componente linear do modelo massa-mola simples, relativa a m1, com as componentes visco-elásticas e, portanto, não lineares de m2, podem ser obtidos os dois picos numa descrição unidimensional com diferentes dinâmicas.
Em termos de estruturas anatómicas associadas com os valores da rigidez, a mola superior apresenta grande amplitude de deformação e necessita de uma grande capacidade para absorver e restituir largas quantidades de energia, implicando um envolvimento muscular. As estruturas representadas pela massa inferior devem deformar-se rapidamente de uma maneira viscoelástica aquando do impacto e requerem menores capacidades de ajustamento. Muitos destes requisitos serão preenchidos pelo interface i.e. sapatos (Kim, *et al.*, 1994), apoio do calcanhar, cartilagens articulares e ossos (Cavanagh *et al.,* 1984). Funcionalmente, a rápida pronação imediatamente após o contacto do calcanhar também desempenha um papel importante.

Como foi descrito anteriormente, o impacto inicial contribui em cerca de 25% para a quantidade de movimento total obtida na chamada, pelo que deve ser considerado o pico passivo. A partir do momento que se tenha estabelecido o acoplamento pode-se passar à simulação com variação das condições iniciais de forma a perceber os contributos e inter-relações das diferentes variáveis para o resultado. Outro aspecto a considerar é que a direcção das forças de reacção do solo no modelo simples de uma massa e uma mola, é sempre no sentido da mola, embora na realidade tal não aconteça. O acoplamento da massa m2 permite observar as alterações da direcção das forças de reacção que acontecem nos primeiros 40 ms e as alterações que se observam na direcção da força.
Estabelecidas as condições iniciais, demora a encontrar a convergência do modelo. Este é muito sensível às condições iniciais, ou seja, pequenas variações nas condições iniciais implicam grandes alterações no tempo de convergência.

4.5 A influência no rendimento da geometria do corpo durante a fase aérea: momento angular

4.5.1 Introdução

Quando se efectua um salto em comprimeto precedido de uma CA, verifica-se uma tendência para rodar para a frente durante a fase aérea. As rotações em torno do eixo transverso do corpo do atleta durante as fases da chamada e voo são resultado da velocidade de deslocamento e da forma como o pé é colocado na tábua de chamada. Este fenómeno tem sido alvo de discussão na literatura, sendo quantificadas as rotações durante a chamada através do momento angular (Dyson, 1971). Como o momento angular em trajectória aérea, desprezando a resistência do ar, permanece constante, é necessário garantir o equilíbrio através de acções a realizar pelos membros inferiores e superiores, dado que o momento angular do tronco e da cabeça é aproximadamente igual a zero (Herzog, 1985). Deste modo procura-se garantir uma posição adequada durante o voo e, simultaneamente, promover uma óptima recepção no solo (Hay, 1993).

Cada uma das variantes técnicas do SC requer magnitudes significativamente diferentes de momento angular para produzir resultados idênticos (Ramey, 1973). Resultados obtidos por este autor mostram que o estilo técnico "Salto na Passada" é, de entre todos, o que requer a menor quantidade de momento angular (4 ft-lb/sec), sendo que as técnicas Extensão e Tesoura necessitam de 10.5 ft-lb/sec e 15 ft-lb/sec, respectivamente. Para iguais velocidades de saída, uma técnica de salto é tão boa quanto a outra, desde que o momento angular produzido à partida esteja ajustado à técnica utilizada. Se um saltador produz pouco momento angular, provavelmente não necessitará de técnicas de voo muito sofisticadas para obter um dado resultado.

Conhecendo o momento angular inicial é possível determinar o ponto de queda desse atleta e a variante técnica que mais se ajusta às suas características. A utilização de uma técnica desadequada a um dado momento angular conduz a resultados medíocres. Assim, o objectivo do presente estudo consiste em: (a) determinar o momento angular obtido pelos atletas na chamada; (b) perceber como é gerido o momento angular, em cada uma das técnicas, ou seja, como é que o momento de inércia é gerado.

4.5.2 Material e Métodos

O material e métodos referentes à fase aérea do SC vêm descritos na metodologia geral desta dissertação.

4.5.2.1 Análise

Existem dois procedimentos distintos para calcular o momento angular (*L*). O primeiro apela à cinemática, considerando as massas parciais, momentos de inércia, velocidades angulares e lineares dos segmentos de interesse. Foi usada em biomecânica por diversos autores, entre os quais destacamos Ramey (1973), Herzog (1986) e Hay (1993). Habitualmente a expressão (4.27) é a utilizada para esse desiderato:

$$L = \sum_{i=1}^{n} \vec{r} \times \vec{p} + \sum_{i=1}^{n} I.\vec{\varpi} \qquad (4.27)$$

onde, no primeiro termo, $\vec{r}$ representa o vector posição do centro de massa do segmento relativo ao centro de massa do sistema; $\vec{p}$ a quantidade de movimento do segmento em relação ao centro de massa do sistema e, no segundo termo, I representa o momento de inércia de cada segmento em relação ao eixo transverso e ϖ que corresponde à velocidade angular de cada segmento relativamente ao seu centro de massa.

O segundo procedimento recorre à integração dos momentos de força produzidos durante a fase da chamada numa plataforma de forças, tendo sido usado em biomecânica por entre outros, Ramey (1973) e Filipe e Orlando (1998). Assim tendo como ponto de partida a 2ª lei de Newton, obtém-se o momento angular:

$$L = \vec{r} \times \vec{p} \qquad (4.28)$$

onde $\vec{r}$ é o vector posição do ponto material num referencial inercial e $\vec{p}$ a quantidade de movimento. Derivando o momento angular em ordem ao tempo obtemos

$$\frac{dL}{dt} = \vec{r} \times \frac{d\vec{p}}{dt} + \frac{d\vec{r}}{dt} \times \vec{p} = \vec{r} \times \vec{F} + \vec{v} \times m\vec{v} = \vec{r} \times \vec{F} \qquad (4.29)$$

sendo que o produto vectorial de um vector consigo próprio é nulo ($\vec{v}\times\vec{v}=0$). Então define-se o momento mecânico como,

$$M = \vec{r}\times\vec{F} \tag{4.30}$$

pelo que, obteremos para a rotação:

$$\vec{M} = \frac{d\vec{L}}{dt} \tag{4.31}$$

que, por integração dos momentos do início ao final da chamada dará

$$\Delta\vec{L} = \int_{t_0}^{t} \vec{M}.dt \tag{4.32}$$

Como $\vec{M}$ é o produto vectorial do vector posição no ponto de aplicação da força relativo ao centro de massa do segmento pela força aplicada:

$$M = \begin{vmatrix} \hat{u}_x & \hat{u}_y & \hat{u}_z \\ x & y & 0 \\ F_x & F_y & 0 \end{vmatrix} = \vec{u}_z(xF_y - F_x y) \tag{4.33}$$

o que resulta

$$\Delta L = \int_{t0}^{tf} (xF_y - F_x y)dt \tag{4.33}$$

No nosso caso, SC, F_x e F_y são as forças horizontal e vertical produzidas pelos atletas e registadas pela plataforma.

Relativamente a estes dois procedimentos para calcular o momento angular, pode-se indagar qual o mais vantajoso. Esta questão conduz-nos à análise do erro associado a cada procedimento. Este assunto foi abordado aquando da análise do erro associado ao momento angular e ao processo de digitalização (ver ponto 3.3.9 do capitulo 3). Salientamos também que o procedimento baseado na cinemática comporta erros provenientes das posições e, sobretudo, do momento de inércia e velocidade angular, enquanto que a principal fonte de erro no método que considera a dinâmica, provém da incerteza no comprimento do pé e da variação do centro de pressão.

No nosso estudo recorremos ao primeiro método, sendo os cálculos efectuados para duas dimensões e recorrendo a um programa computacional por nós desenvolvido em ambiente *Matlab*. Relativamente ao desenvolvimento deste programa, é de referir, entre outros aspectos, que, as informações referentes às massas parciais de cada segmento, à distância de cada segmento ao centro de massa e aos raios de giração no eixo transverso, foram obtidos com recurso à tabela antropométrica de Zatsiorsky *et al.*, (1983) ajustada por de Leva (1996). Como a referida tabela apresentava o raio de giração e não o momento de inércia, este foi obtido através do produto vectorial do comprimento relativo dos segmentos em ordem ao tempo, pelo raio de giração relativo. Neste contexto, a inércia de um corpo é definida como:

$$I = \int r^2 dm \qquad (4.34)$$

e

$K^2 = \frac{I}{m}$ é o raio de giração. Habitualmente tabela-se

$K_r = \frac{K}{l_seg}$ onde o l_seg é o comprimento do segmento. Logo, invertendo estas expressões obtêm-se:

$$I = (K_r * l_seg)^2 * m \qquad (4.35)$$

Outro aspecto que importa salientar relaciona-se com os procedimentos utilizados para calcular as velocidades de translação e rotação. Ambas foram obtidas pela derivada da posição relativa dos segmentos através de *splines*. O recurso a esta técnica para derivar as posições deve-se ao facto das técnicas habitualmente usadas serem pouco robustas e eficazes na interpolação de um sinal amostrado. Os *splines* são polinómios que aproximam suavemente a função amostrada.

Por outro lado, o programa foi escrito de modo a tratar os diferentes elementos corporais como constituídos por segmento de recta, o que é assumido no modelo bidimensional. Para o caso de segmentos como o tronco e o pé, que são constituídos por três e quatros pontos, respectivamente, cujas figuras geométricas são um triângulo e um quadrilátero, houve necessidade de as converter em segmentos de recta. Assim os quadriláteros foram convertidos na sua linha

medial, mantendo a suas características inerciais. Os triângulos foram convertidos num segmento de recta paralelo à base contendo o centro de massa.

4.5.3 Resultados

Para ilustrar o comportamento do momento angular e o momento de inércia durante a fase aérea do SC, seleccionamos aleatoriamente um conjunto de ensaios realizados por alguns dos melhores saltadores nacionais. As distâncias obtidas por estes saltadores situaram-se entre os 6.60m e 7.70 m. De salientar que a variante técnica salto na passada ou natural não está representada no nosso estudo, pelo facto de nenhum dos elementos da nossa amostra a efectuar. As técnicas representadas são fundamentalmente o salto em extensão e sobretudo o salto em tesoura.
Relativamente aos resultados por nós obtidos, referentes ao momento angular e ao momento de inércia produzidos durante a fase aérea de um ensaio de 7.67 m (Figura 4.19), a variante técnica em causa foi a técnica de tesoura, tendo sido produzido um momento angular de 17.34 kg m^2 s^{-1}, com um erro médio associado ao processo de digitalização de 2.4%.

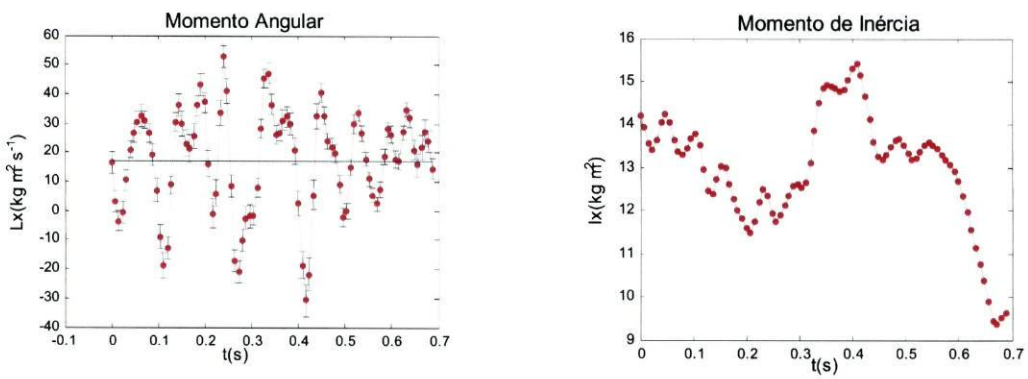


Figura 4.19. Representação da evolução temporal do momento angular e do momento de inércia para um salto de 7.67m utilizando a técnica tesoura, onde o erro de digitalização e o valor resultante para o momento angular foram respectivamente de 2.4% e 17.34 kg m^2 s^{-1}.

Na figura 4.20 são apresentados os resultados, correspondentes ao momento angular e ao momento de inércia da fase aérea, obtidos com recurso à variante técnica extensão para uma prestação de 6.66 m. Neste ensaio, o valor do momento angular foi de 7.86 kg m^2 s^{-1} e o erro médio do processo de digitalização de 2%.

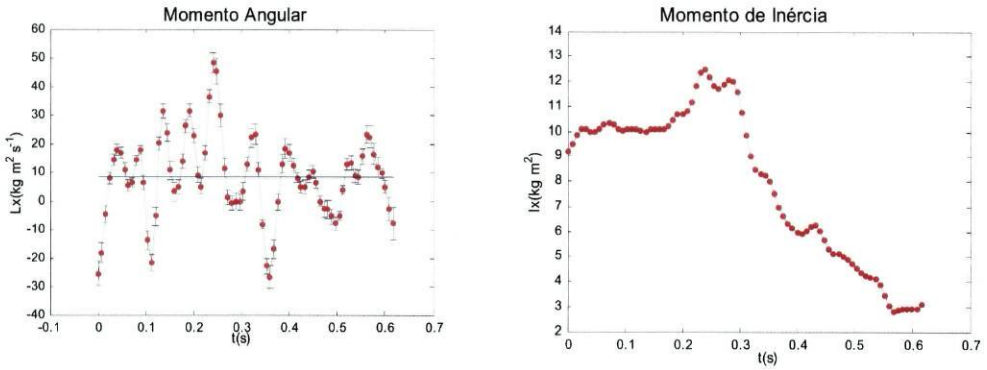


Figura 4.20. Representação da evolução temporal do momento angular e o momento de inércia para um salto de 6.66 m utilizando a técnica extensão com um erro médio de digitalização foi de 2%.

Na figura 4.21 apresentamos a evolução temporal do momento angular e do momento de inércia durante a fase aérea de um SC cuja prestação foi de 7.37 m. Neste ensaio o sujeito utilizou a variante técnica tesoura, tendo produzido um momento angular de 11.22 kg m^2 s^{-1}. Os erros associados ao processo de digitalização situaram-se nos 2%.

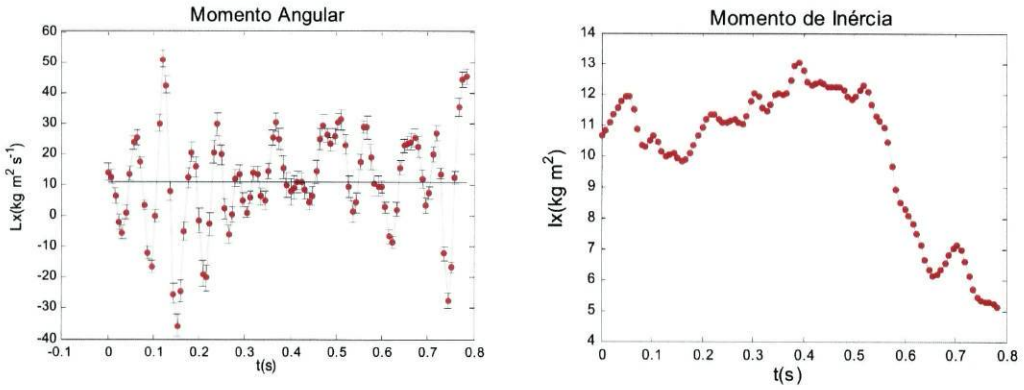


Figura 4.21. Representação da evolução temporal do momento angular e o momento de inércia para um salto de 7.37 m utilizando a técnica tesoura, com um erro médio de digitalização de 2%.

Ainda referente aos resultados do momento angular e do momento de inércia durante a fase aérea do SC, apresentamos na figura 4.22 a sua evolução temporal durante um ensaio de 7.18 m com a técnica tesoura. Foi produzido um momento angular de 7.18kg m^2 s^{-1}, tendo sido obtido um erro médio de digitalização de 2.4%.

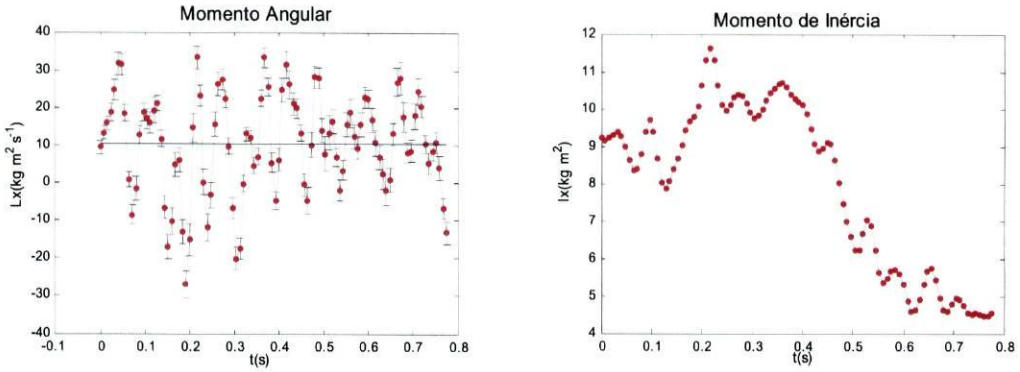


Figura 4.22. Representação da evolução temporal do momento angular e o momento de inércia para um salto de 7.18 m utilizando a técnica tesouras, onde o erro médio de digitalização foi de 2.4%.

Na figura 4.23 são apresentados os resultados, correspondentes ao momento angular e ao momento de inércia da fase aérea, obtidos com recurso à variante técnica extensão para uma prestação de 6.57 m. Neste ensaio, o valor do momento angular foi de 6.96 kg m^2 s^{-1} e o erro médio do processo de digitalização de 2%.

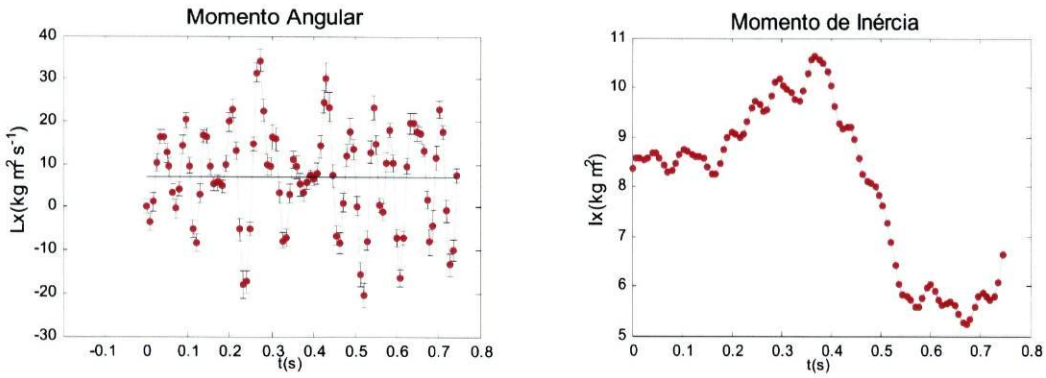


Figura 4.23. Representação da evolução temporal do momento angular e o momento de inércia para um salto de 6.57 m utilizando a técnica extensão, onde o erro de digitalização foi de 2%.

Os resultados referentes ao momento angular e ao momento de inércia produzidos durante a fase aérea de um ensaio de 7.36 m são apresentados na figura 4.24. A variante técnica em causa foi a técnica de tesoura, tendo sido produzido um momento angular de 11.47 kg m^2 s^{-1}, para um erro médio associado ao processo de digitalização de 2.5%.

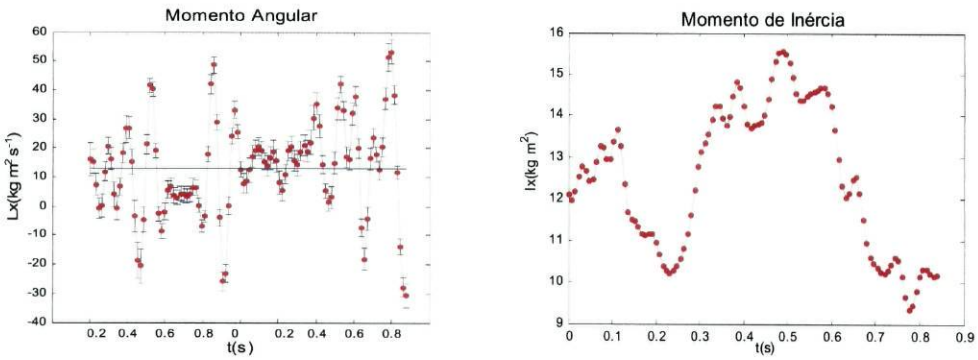


Figura 4.24. Representação da evolução temporal do momento angular e o momento de inércia para um salto de 7.36 m utilizando a técnica tesouras, onde o erro de digitalização foi de 2.5%.

Decorrente das técnicas de cálculo numérico utilizadas para desenvolver o modelo computacional para o cálculo do momento angular e do momento de inércia, apresentamos na figura 4.25, a título comparativo observe-se, os resultados obtidos através da técnica diferenças finitas e *splines* relativos a variação do ângulo da cabeça em função do tempo.

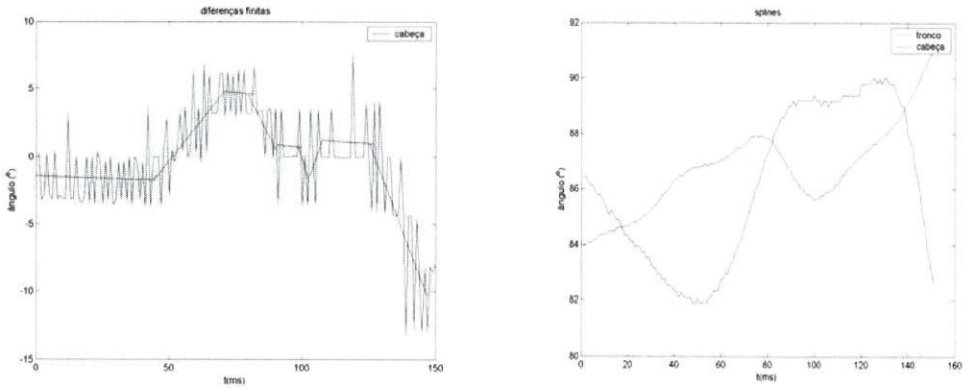


Figura 4.25. (a) variação do ângulo da cabeça em função do tempo calculado por diferenças finitas; (b) variação do ângulo do tronco e cabeça obtidos em função do tempo calculado por *splines*.

Ainda no tocante à comparação de técnicas de cálculo numérico e sistemas utilizados neste estudo, são apresentados na figura 4.26, para os mesmos dados, os resultados relativos às posições e velocidades obtidas através do Sistema *Ariel* e os calculados através de *splines*. De referir que, no sistema *Ariel*, os dados foram filtrados enquanto com os *splines* tal não se verificou.

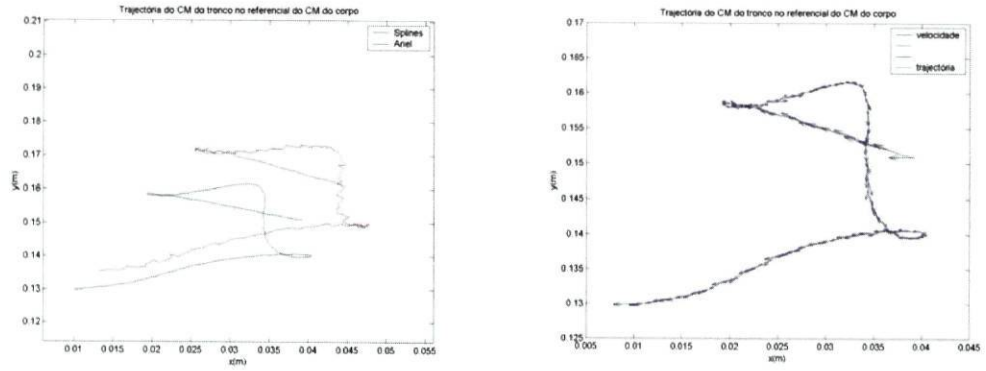


Figura 4.26. Comparação entre os dados obtidos através do Sistema Ariel e os mesmos dados tratados através de *Splines*, referentes a trajectória do CM do tronco no referencial do CM do Corpo: a)posições; (b) velocidades.

4.5.4 Discussão

Ao iniciar a nossa discussão, gostaríamos de relembrar que os resultados obtidos no estudo 1, referente à aerodinâmica, revelaram que os ganhos e perdas obtidos na fase aérea, em função dos factores aerodinâmicos, são insignificantes, pelo que a preocupação de treinadores e atletas deveria centrar-se na resolução de problemas referentes a outras fases.

Apesar desta constatação, subsistem outras variáveis relacionadas com a fase aérea que são de importância capital para potenciar o desempenho dos sujeitos na fase aérea, as quais são objecto de análise neste estudo. Referimo-nos ao momento angular e ao momento de inércia.

As figuras atrás apresentadas - 4.21 à 4.24 - mostram a evolução do momento angular no tempo durante a fase aérea para diferentes técnicas e sujeitos. Os nossos resultados, relativamente à fase aérea, vêm confirmar as afirmações efectuadas por outros investigadores (Ramey, 197; Herzog, 1985) no concernente à promoção de diferentes magnitudes de momento angular para os diferentes estilos utilizados pelos atletas. De notar que no estilo em extensão, o momento angular para os casos analisados, variou entre os 6.96 e os 7.85 kg m^2 s^{-1}. Em contrapartida, para o estilo tesoura, compreendendo os suas diversas variantes, o momento angular situou-se entre os 11.32 e os 17.33 kg m^2 s^{-1}. Para o estilo salto na passada não nos podemos pronunciar porque nenhum dos sujeitos o realizou. Pelo conhecimento que temos do comportamento do atleta na fase aérea, esse estilo seria o que apresentaria menor magnitude de momento angular. Durante a fase aérea, o recurso a uma ou outra

forma geral, superior ao produzido pela técnica extensão e, em segundo lugar, esse momento de inércia ser mais prolongado. As figuras apresentadas demonstram também que, no instante de saída, o valor do momento de inércia é normalmente superior na técnica tesoura relativamente à extensão. Por outro lado, em termos temporais enquanto que na técnica tesoura (figuras 4.19, 4.21, 4.22, 4.24) observamos uma grande durabilidade e manutenção de valores elevados ao longo da fase aérea, na técnica em extensão (figuras 4.20 e 4.23) verifica-se um grande crescimento da magnitude do momento de inércia para, depois, o mesmo decrescer bruscamente. Quando em determinadas circunstâncias são verificados crescimentos acentuados do momento de inércia, seguido de decréscimos bruscos, significa que, inicialmente, o sujeito produziu muita inércia como resultado do momento angular e, ao verificar que este era exagerado, tentou controlá-lo. Por outro lado, tem implícito, na parte final do salto, uma inadequada posição no instante de recepção flectindo muitas vezes os membros inferiores. Nas figuras 4.20, técnica extensão e 4.23, técnica tesoura, podem ser observadas as situações acima descritas.

Uma última questão seria então, qual destas variantes técnicas apresenta a fase aérea mais vantajosa?

Os dados por nós apresentados parecem-nos claros a este respeito, já que o momento de inércia para a técnica tesoura tem uma expressão numérica superior e de maior duração relativamente à extensão.

Sobre o contributo dos diversos segmentos corporais para o momento angular, verificamos que os maiores contributos provêm dos segmentos das extremidades, isto é, pés e/ou mãos. Atendendo que, na técnica tesoura, o momento angular total é transferido para os membros livres, então é de supor que ela proporcione maior equilíbrio e gestão das rotações para diante.

Outra questão que abordamos neste trabalho, centrou-se na qualidade do processo de digitalização, materializado através da quantificação do erro estatístico decorrente deste processo. Os nossos resultados apresentaram um erro que se situou entre 1,9 a 2.4 %.

No decurso deste estudo recorremos a diferentes técnicas de cálculo numérico, sobre as quais teceremos breves considerações. Na figura 4.25 são visíveis as diferenças subjacentes à diferença da qualidade dos dados quando procedemos à derivação de dados numéricos, tendo como técnicas de cálculo as diferenças

finitas e os *splines* cúbicos, para um mesmo conjunto de dados. No presente caso, é visível como os *splines* cúbicos são capazes de encontrar funções que passam pelos pontos situados nos extremos, sem perturbar a sua distribuição, não apresentando grandes perturbações relativamente às diferenças finitas, as quais parecem ter dificuldades em lidar com extremos. Por outro lado, em termos de clareza, é evidente que o recurso a esta técnica permite-nos efectuar uma leitura do comportamento de cada membro com maior clareza.

No que se refere à figura 4.26, procedeu-se à comparação de dados tratados no *Ariel System,* o que compreende a filtragem, com os mesmos dados em bruto, tratados com recurso a *splines* cúbicos. Neste caso, a variável em estudo era a velocidade. Tal como para o caso anterior, destaca-se uma superior linearidade na trajectória calculada com recurso aos splines.

4.6 Outros processos de Avaliação

4.6.1 Medições em laboratório

A análise da literatura mostra-nos diferentes propostas e sugestões para explicar e compreender de uma forma integrada a prestação durante um salto em comprimento. Uma das abordagens para compreender a relação e comportamento da força de diferentes grupos musculares pressupõe a sua avaliação em situação de laboratório, recorrendo ao regime isocinético. Contudo, esta abordagem falha porque não contêm aspectos importantes que se verificam na realidade objectiva, como a pré-activação, o armazenamento da energia elástica durante os ciclos alongamento-encurtamento, a co-contracção e o papel dos músculos biarticulares na transferência intersegmentar de energia. Alternativamente, é frequente o recurso ao regime isotónico como meio de avaliação da força. Apesar desta aproximação estar mais próxima da realidade, evidencia outras carências (Baltzpoulos e Brodie, 1989; Herzog, 1988), sendo que este instrumento tipicamente só permite a estimação num percurso limitado da relação torque-velocidade angular.

4.7 Conclusão dos diferentes estudos realizados

4.7.1 O Saltador Como uma Partícula: Aerodinâmica

1. A aerodinâmica da fase aérea é pouco relevante para o resultado quer seja com vento favorável ou contrário.
2. A aerodinâmica não explica os resultados obtidos ou a técnica seleccionada.
3. Os ganhos e perdas resultantes do desempenho técnico associado com as fases CA, chamada e queda representados pelas distâncias de impulsão e recepção, são mais importantes para o resultado do que os efeitos aerodinâmicos.
4. Os treinadores devem dedicar maior atenção na resolução de problemas associados com a fase da CA do que com a fase de voo.

4.7.2 Estabilidade e Precisão da Corrida de Aproximação

1. A máxima velocidade é atingida no penúltimo passo
2. Os nossos sujeitos iniciam o controlo visual no intervalo compreendido entre os 10 e os 15 m da tábua de chamada o que equivale a 7 passos de corrida antes da tábua de chamada, para ambos os sexos.
3. Ambos os grupos apresentam um pouco desenvolvimento da CA, particularmente as mulheres.
4. A precisão na tábua de chamada (erro) explica em grande medida a velocidade máxima desenvolvida pelo saltador durante a CA.
5. A velocidade máxima não parece explicar o erro observado na tábua de chamada.
6. Os saltadores devem treinar a precisão a alta velocidade.
7. O ritmo dos últimos 3 passos da CA é um fraco indicador do resultado.
8. A chamada representa sempre uma perda de energia.
9. As mulheres apresentam perdas de energia mais elevadas na ½ CA relativamente a CA_T, o que indicia uma fraca preparação técnico-condicional nesta fase do SC.

4.7.3 O Saltador Como um Sistema de Corpos Rígidos

1. Os homens evidenciam maior capacidade de produzir força relativamente as mulheres na fase activa da chamada;
2. As mulheres têm dificuldade em aplicar força a grandes velocidades;
3. Os homens têm dificuldade em expressar uma boa técnica quando recorrem a meia corrida de aproximação, contrariamente as mulheres denotando uma menor capacidade de ajustamento técnico condicional a velocidades de deslocamento pouco elevadas;
4. Os homens apresentam uma superior capacidade neuromuscular de produzir e controlar a força relativamente as mulheres consubstanciada na sua superior expressão numérica e menor tempo de aplicação o que lhes permite igualmente gerar grandes velocidades verticais de saída;
5. Os saltadores devem exercer força contra o solo de um modo dinâmico no decurso de toda a chamada, não devendo por isso apresentar fases de desaceleração (t3 e t4);
6. Uma grande rigidez na chamada, particularmente no instante de recepção, é determinante para um bom resultado;
7. Quanto maior for a CA, maior será a velocidade da CA, menor será o tempo de apoio na chamada, maiores serão os impulsos gerados, o que implica a necessidade de um superior desenvolvimento técnico para obter um bom resultado;
8. A primeira parte da chamada representada por t1 e t2, não parece depender de um controlo motor consciente, sendo por isso denominada de fase passiva da chamada;
9. O pico passivo depende da velocidade e ângulo de entrada e da rigidez de todo o sistema;
10. Quanto maior o declive na transição de F2 para F3 maiores foram as forças aplicadas de forma consciente no solo.

4.7.4 Modelos Mecânicos: o Saltador como um sistema massa-molas

1. O tempo de apoio calculado através do modelo massa-mola simples tende a ser superior ao real;
2. O resultado obtido é função do ângulo e da rigidez;

3. O modelo massa molas é pouco realista e, não permite uma intervenção no plano de treino;
4. O modelo massa mola simples só permite a reprodução do pico activo da componente vertical das forças de reacção do solo;

Relativamente ao modelo duas massas duas molas concluímos:

1. Permite a representação do pico passivo da componente vertical das forças de reacção do solo;
2. Permite uma previsão local;
3. Não fornece informações da dinâmica interna do sistema músculo esquelético.

4.7.5 A Influência no rendimento da geometria do corpo durante a fase aérea: momento angular

1. O momento angular produzido para a técnica tesouras é superior as outras variantes técnicas;
2. Na fase aérea, a adequação da geometria do corpo ao momento angular produzido é efectuada através de uma acção sobre o momento de inércia;

Os diferentes estudos aqui apresentados permitem obter alguma informação sobre o comportamento dalguns factores que intervêm durante a realização do SC. Visto estas metodologias serem direccionadas para aspectos muito específicos, durante a realização do SC algumas ocorrências neuromusculares ficam por explicar, o que pressupõe uma visão parcial do fenómeno que ali ocorrem. Ante este facto, e no intuito de integrar e compreender a dinâmica externa e interna do sistema, avançamos para outras abordagens.

Capitulo 5

5 Concepção de um Modelo

5.1 Modelo de Corpos Rígidos Articulados

5.1.1 Introdução

As diferentes aproximações até agora apresentadas não são suficientes para explicar e compreender de uma forma integrada a prestação obtida durante a chamada para o salto em comprimento, nomeadamente nos aspectos de interpretação fisiológica dos parâmetros mecânicos. Ou seja, avaliar o sujeito não permite correcções ao modelo e as propriedades do modelo não permitem detectar os pontos fracos do sujeito.

Perante esta situação, direccionamos a nossa pesquisa para um modelo mecânico mais detalhado, onde seja explorada uma correspondência anatómica e fisiológica elementar com os pressupostos mecânicos.

5.1.2 Componentes do modelo

Em função dos nossos objectivos foi construído um modelo bidimensional que incorpora um conjunto de corpos rígidos unidos por juntas de revolução pontuais. A estes corpos rígidos estão acopladas, de um modo viscoelástico, massas oscilantes representando os tecidos moles dos segmentos corporais. Entre os segmentos rígidos estão colocados "actuadores" (mono ou bi-articulares) representando os principais grupos musculares.

5.1.2.1 Corpos rígidos

O modelo deve conter suficientes corpos rígidos que permitam uma boa descrição cinemática e a reprodução das forças de reacção do solo durante a chamada do SC. Assim, o nosso modelo é constituído por 11 segmentos articulados, que representam as mãos, antebraços, braços, pés, pernas, coxas, e tronco. Cada segmento apresenta uma decomposição numa parte rígida, cilíndrica, que assumimos como de densidade uniforme (esqueleto) e numa parte mole,

denominada de massas oscilantes. As massas oscilantes e o seu acoplamento, como todo o resto aliás, são escolhidas de modo a:

(1) reproduzir adequadamente a mecânica do movimento humano em estudo (o pico passivo das curvas de força de reacção do solo, etc.);
(2) serem um conjunto tão sucinto quanto possível, de modo a serem computacionalmente fazíveis com os recursos disponíveis.

No caso particular das massas oscilantes este delicado equilíbrio foi estudado por Gruber *et al.*, (1998), tendo sido as suas propostas incluídas no nosso modelo.
Neste estudo recorremos a dados antropómetricos provenientes da base de dados da *National Aeronautics and Space Administration* (NASA, 1978) e de algumas normas DIN. De referir que estes dados facultam-nos informações sobre a composição global de cada segmento e da sua parte rígida. A partir dessas informações foram calculadas as partes moles.

Relativamente à determinação das características inerciais, i.e., distribuição da massa, centro de massa, e momentos de inércia, das partes constituintes dos segmentos procedeu-se do seguinte modo:

(i) As informações sobre a globalidade dos segmentos foram obtidas da base de dados da NASA tendo sido determinados os centros de massa e momentos de inércia globais.
(ii) as partes esqueléticas foram modeladas como cilindros de densidade uniforme de 1.2 g/cm^3, com comprimento igual ao comprimento segmentar referido nas tabelas. Em raros casos, não estavam disponíveis alguns valores necessários, tendo-se então recorrido às estimativas da Universidade de Tübingen de quem recebemos os ficheiros antropométricos fundamentais. Foram assim calculadas as massas, centros de massa e momentos de inércia das partes rígidas.
(iii) as partes moles foram implementadas tendo em conta as informações provenientes da massa global e rígida do segmento. Assim foram calculadas as massas, localização do seu centro de massa e momento de inércia das partes moles.

Como acima foi referido, foram determinados os centros de massa das partes rígidas e moles dos diversos segmentos. Um dos problemas com que nos deparámos consistiu na não correspondência das dimensões de ambos. O

primeiro aspecto a considerar é o facto do comprimento do segmento ser medido em função da distância entre os seus centros articulares. Devido à sua geometria, para alguns segmentos, o centro articular global pode-se situar fora do centro articular ósseo. Isto vai estabelecer diferenças de comprimentos entre o segmento na sua globalidade e a parte rígida (óssea). Esta situação induz diferentes localizações do CM e implica conhecer a origem e o términos dos segmentos, de modo a estabelecer onde adicionar a diferença observada entre estas partes. A título de exemplo apresentamos os casos da perna e da coxa (Figura 5.1).

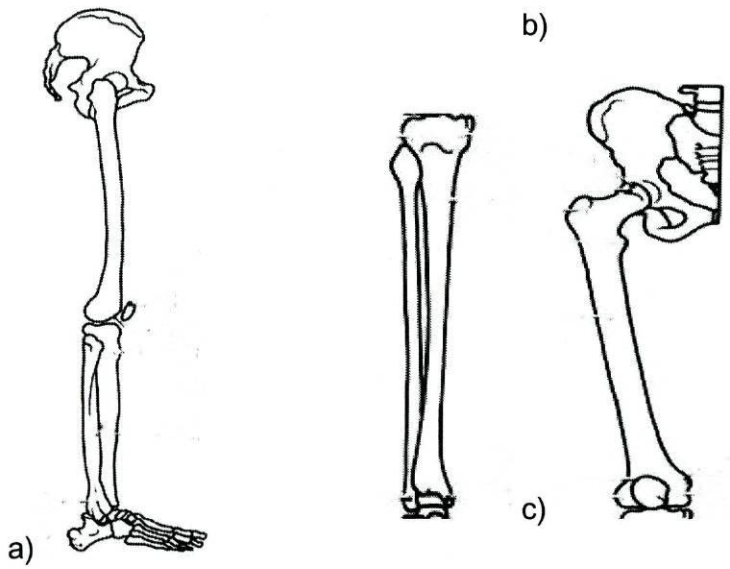


Figura 5.1. Representação da parte óssea dos membros inferiores. (a) vista lateral do membro inferior (b) tíbia e perónio e (c) fémur. Na perna o centro articular superior situa-se no espaço compreendido entre a tíbia, perónio e o fémur. Significa que o segmento na sua globalidade tem um comprimento maior que a sua parte rígida (ossos).

No primeiro caso o centro articular da parte superior da perna (global) situa-se no espaço compreendido entre o fémur, a tíbia e o perónio, pelo que a perna apresenta um comprimento superior à parte rígida (tíbia/perónio), particularmente quando há rotações da perna sobre a coxa. Partindo do princípio que ao nível do tornozelo, a tíbia e o perónio têm o seu início no mesmo ponto, então a diferença nas distâncias será subtraída à parte superior, o que produz uma localização dos CM diferenciada para ambos. Para a coxa, verifica-se que a sua parte rígida, fémur, é maior que o conjunto corpo rígido mais tecidos moles. Ambos são coincidentes ao nível do joelho, sendo que a diferença de comprimentos se

reflecte na parte superior onde a coxa (global) termina primeiro do que a sua parte rígida. De notar que a cabeça do fémur insere-se mais acima no acetábulo. Também aqui, os CM da parte rígida e das partes moles não são coincidentes.

Outra questão que gostaríamos de referir reporta-se às fraquezas do nosso modelo. Uma relaciona-se com a imprecisão das informações relativas à geometria do esqueleto humano. Associada a esta questão, encontra-se por resolver a tabulação da posição relativa dos ossos em relação aos segmentos (a determinação precisa dos pontos articulares relativamente ao esqueleto e aos segmentos). Contudo, quando estes aspectos forem conhecidos com precisão, poderão ser facilmente incorporados ao modelo. Por fim, no respeitante às forças de acoplamento das partes moles relativamente às rígidas, estas deverão ser diferenciadas, já que a dinâmica de oscilação também é diferente.

5.1.2.2 Actuadores

Os "actuadores" (mono ou bi-articulares) são constituídos por um elemento contráctil, do tipo Hill, em série com elementos elásticos não-lineares (representando tendões e aponevrose), tendo ainda, em paralelo, outro elemento elástico (tecido conjuntivo, etc.).
A força "muscular" produzida depende do nível de activação, bem como da cinemática e das forças aplicadas ao modelo. O conjunto de actuadores é relativamente restrito, representando apenas os principais músculos e grupos musculares: *Gluteus, Iliopsoas, Isquiotibiais, Vastus*, *Recto Femoris*, *Gastrocnemius* e *Soleus*.
Essa necessidade de utilizar actuadores que representam agregados de músculos obriga a que a sua potência seja basicamente a soma ponderada (pela anatomia) das potências de cada músculo que actua sobre aquela articulação.
Apesar das simplificações, restam actuadores suficientes para, em função das tarefas desenvolvidas numa acção motora, se compreender a alteração funcional dos grupos musculares que podem umas vezes actuar como agonistas e outras como antagonistas. Não se explora o problema das co-contrações (inexistente neste modelo) já que as consideremos como integrantes das funções de activação.

5.1.2.3 Forças que actuam nos corpos rígidos

O modelo por nós desenvolvido constitui um sistema planar com nove graus de liberdade cinemáticos. Este modelo foi desenvolvido em ambiente *Matlab* através do *software Simmechanics*, o qual gera automaticamente as equações do movimento num campo gravitacional.

5.1.2.3.1 Forças de acoplamento das massas oscilantes

O acoplamento das massas oscilantes às partes rígidas foi obtido através de forças de junção centrais, i.e. radiais e axiais (momentos) que actuam entre as partes rígidas e as massas oscilantes. As forças actuam de modo a evitar que a massa oscilante se afaste do corpo, enquanto os momentos evitam rotações. A expressão por nós utilizada para descrever as forças de acoplamento foi

$$Q_{\omega_{ji}} = A_j(c_i \Delta q_i^{b_i} + d_i \Delta q_i \Delta \dot{q}_i) \qquad (5.1)$$

onde:

A_j é a área da massa oscilante em contacto com o corpo j,

Δq_i, a distância transversal relativa Δq_1, distância longitudinal Δq_2 e o ângulo, $\Delta q3$, entre as massas oscilantes e o sistema inercial do esqueleto.

Pelo facto das forças serem centrais no modelo por nós desenvolvido, o que resulta num espaço homogéneo e isotrópico (forças iguais em todas as direcções e em todos os pontos), não se verifica a violação do princípio de conservação do momento angular. Assim, não houve a necessidade de escrever um momento adicional para corrigir esse efeito, sendo válida aqui a terceira lei de *Newton*, já que estas forças actuam na mesma direcção e não geram um momento angular adicional.

Os parâmetros de acoplamento foram obtidos dos estudos realizados por Gruber *et al.*, (1998), e Böhm (2001), quadro.5.1. Para evitar oscilações exageradas das partes moles, o que contraria a realidade, o coeficiente de amortecimento foi ajustado de modo a que estas não oscilassem mais do que duas vezes após a recepção. No quadro 5.1 são apresentados os parâmetros de acoplamento com os respectivos valores e unidades.

Quadro 5.1. Parâmetros de acoplamento das partes moles. Os parâmetros A_j são provenientes de Gruber *et al.*, (1998) e os restantes de Böhm (2001).

Parâmetros	Valores	Unidades
$b_{1,2}$	3.0	
$c_{1,2}$	$1.6\ 10^8$	kg/m^4 s^2 massa corporal
$d_{1,2}$	$1.6\ 10^5$	kg/m^3 s massa corporal
b_3	2.0	
c_3	$1.3\ 10^4$	kg/s^2 rad^2 massa corporal
d_3	$1.0\ 10^3$	kg/s^2 rad^2 massa corporal
A_1 (tronco)	$5.6\ 10^{-2}$	m^2
A_2 (coxa)	$4.1\ 10^{-2}$	m^2
A_3 (perna)	$2.3\ 10^{-2}$	m^2

5.1.2.3.2 Forças de contacto

As forças de contacto, que se observam quando o pé entra em contacto com o solo, foram modeladas como dois elementos de contacto independentes, sendo uma no calcanhar e outra na parte inferior do metatarso. Tal como em Böhm (2001), cada elemento representa as propriedades mecânicas do pé de contacto, a sola dos sapatos de pregos e o solo. As deformações dos sapatos de pregos e do solo por nós utilizadas foram estimadas a partir de experiências realizadas com pêndulos livres.

A modelação das forças de contacto no nosso estudo pressupõe um acoplamento viscoelástico. Tendo em conta que as propriedades mecânicas dos sapatos de pregos são tais que a deformação é mínima, a componente elástica do contacto do pé com o solo é representada por molas supra lineares, i.e. mais rígidas que as lineares, onde a força elástica é do género $F = -kx^{\gamma}$ (γ>1). Deduz-se daqui que, a partir de determinado ponto, uma pequena deformação implica um grande crescimento na força.

Quanto ao atrito que se verifica durante o contacto, este é do tipo Reynolds:

$$F_a = -\beta\, \Delta x^{\varepsilon}\, v \qquad (5.2)$$

onde o atrito aumenta com a deformação.

Descrição matemática da força viscoelástica horizontal e vertical com respeito ao solo

$$Fc_{ix} = -Arel_i\left(c\Delta x|\Delta x| - d|\Delta x|\dot{x}\right) \qquad (5.3\ a)$$

$$Fc_{iy} = \max\left(Arel_i\left(c\Delta y^2 + d\Delta y\,\dot{y}\right),0\right) \qquad (5.3\ b)$$

Nas equações acima apresentadas, a componente horizontal da força de contacto (Fc_{ix}) descreve uma acção em que o pé de apoio não desliza. Esta força é dependente da deformação Δx e da velocidade $\dot{x}$. Relativamente à força vertical de contacto (Fc_{iy}) esta é sempre positiva, já que, durante o contacto o pé não fica preso na tábua de chamada nem se enterra. Esta força depende da deformação (Δy) e da velocidade ($\dot{y}$) de penetração no ponto de contacto com a tábua. Os parâmetros Arel, c e d provêm das simulações efectuadas por Böhm (2001) para as forças verticais de contacto, tendo em conta as características dos sapatos usados pela sua amostra. Estes dados foram comparados aos obtidos por Aerts e Clercq (1993), tendo sido igualmente adoptados para a componente horizontal. Os valores determinados são apresentados no quadro 5.2. Para o nosso estudo foram adaptados os referidos valores, visto a nossa amostra utilizar sapatos de pregos.

Quadro 5.2. Parâmetros das forças de contacto

Parâmetros	Valores
c	$2.6\ 10^6$ kg m/s^2
d	$3.0\ 10^4$ kg m/s
$Arel_1$ (metatarso)	2.65
$Arel_2$ (calcanhar)	1.29

5.1.2.3.3 Incorporação das forças musculares

A força exercida ao longo da linha de acção do músculo, pode ser calculada como dependente da activação, velocidade e comprimento da unidade músculo-tendão. No capítulo referente ao modelo muscular, é apresentado o cálculo da força muscular à custa dos parâmetros acima referidos.

Na incorporação destas forças no modelo, a abordagem geral seguida passou pelo recurso a uma matriz de transformação de coordenadas, i.e. os Jacobianos onde a força muscular foi transformada para coordenadas generalizadas dos corpos rígidos ao qual estava ligada. Assim, a força generalizada (momento muscular neste caso), ao longo das coordenadas generalizadas q_{ik} do corpo k foi obtida como se segue,

$$Qm_{ik} = Fm\frac{\partial L_{MTU}}{\partial q_{ik}}, \qquad (5.4)$$

onde Qm_{ik} (momento muscular) é o produto de Fm (a força muscular) pelo jacobiano de transformação em coordenadas generalizadas $\frac{\partial L_{MTU}}{\partial q_{ik}}$ que, neste caso, representam o braço do momento muscular; q_{ik} é o ângulo entre dois segmentos atravessados pelo mesmo músculo. Eles dão-nos uma ideia de como a força muscular foi efectivamente transferida para o esqueleto. Daqui conclui-se que o braço do momento muscular é a derivada do comprimento muscular em ordem ao ângulo, o qual foi obtido da literatura. Estes braços foram descritos por polinómios lineares e quadráticos ajustados numericamente por mínimos quadrados. Casos houve - pelo facto de existirem informações isoladas na literatura sobre vários músculos de um mesmo grupo (músculo isquiotibiais) - em que os mesmos foram agrupados e a descrição da sua actuação numa determinada articulação foi ajustada através de mínimos quadrados ponderados pela área da secção fisiológica transversal do músculo (PCSA) de cada músculo do grupo. Esta opção deveu-se ao facto dos três músculos constituintes deste grupo muscular terem diferentes PCSA, pelo que actuam de forma diferente na articulação para produzir o momento naquele ponto.

O braço dos músculos foi determinado com base em informações provenientes de diferentes fontes da literatura, nomeadamente:

(i) Rugg *et al.*, (1990), de onde foram obtidas as informações relativas ao músculos *Soleus, Gastrocnemius* e *Tibialis* Anterior a nível da articulação do tornozelo;

(ii) Visser et al. (1990) que apresenta dados referentes a alguns músculos que actuam na articulação do joelho, *Gastrocnemius, Vastus, Rectus Femoris* e *Isquiotibiais* e,

(iii) Para aqueles músculos que funcionam na articulação da anca, optamos por Visser *et al.*, (1990) para o músculo *Rectus Femoris*, Spoor e Van Leeuwen (1992) para os *Isquiotibiais*, Nemeth (1985) para os *gluteus*, tendo sido estimado a partir de Böhm (2001) o comprimento do *Iliopsoas*.

Com base nessas informações, foi determinado o comprimento da unidade músculo-tendão por integração da função braço. A constante de integração foi obtida da literatura:

$$L_{MTU}(\varphi) = \sum_{ij} a_{ij} \varphi_i^3 + L_{MTU}(0) \qquad (5.5)$$

Os parâmetros a_1 e a_2 descrevem a alteração no comprimento dos músculos, os quais variam com a articulação e o músculo considerado.

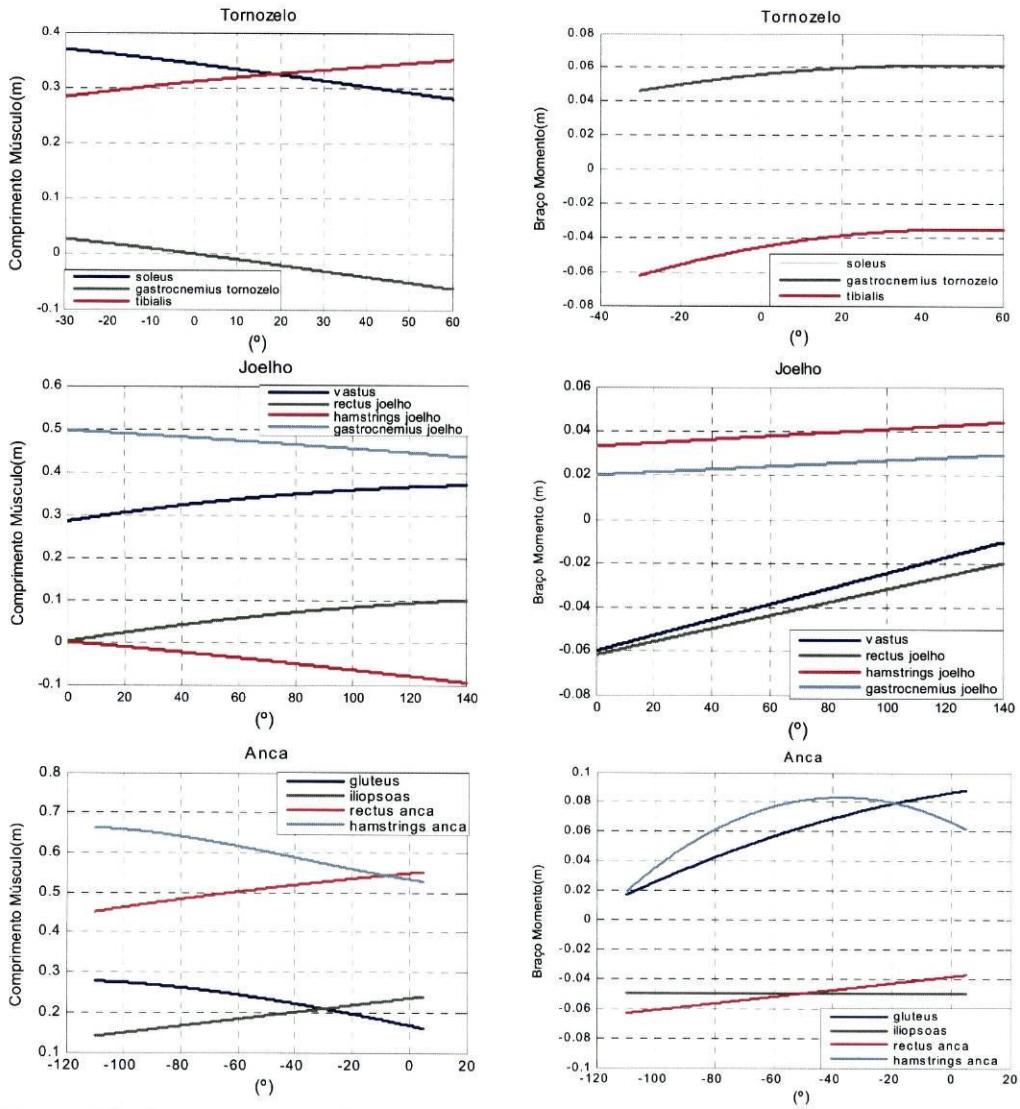


Figura 5.2. Comprimentos e braços dos momentos musculares versus ângulo articular. Na posição anatómica todos os ângulos são nulos. Os ângulos aumentam na extensão da anca, na flexão do joelho e na extensão do pé.

Essa constante, $L_{MTU}(0)$, representa o comprimento da unidade músculo-tendão no ângulo articular zero. A relação que se estabelece entre o comprimento e o ângulo é cubica. Todas essas medidas, comprimento muscular e o braço, correspondiam a dados antropométricos provenientes de diferentes fontes da literatura e, portanto, diferentes amostras, pelo que, para poderem ser combinadas, tiveram que ser normalizadas pelas dimensões dos sujeitos que constituíram a amostra de cada um dos estudos. Na figura 5.2 estão representados os comprimentos musculares e braços do momento de um dado sujeito do nosso estudo.

Para melhor exprimir as dimensões dos segmentos do modelo, $L_{MTU}(0)$ não é directamente obtido da literatura, mas calculado como o comprimento do cabo que envolve uma roldana com o braço do momento da origem ao ponto de inserção do músculo, i.e. as articulações são supostas como pontuais. As articulações físicas não são pontuais, onde é assumido que o ponto articular será o ponto médio dos vários centros articulares instantâneos. Esses pontos foram dados por Friedrich e Brand (1990) com base em referências anatómicas e comprimento dos segmentos.

5.1.2.3.4 Forças Limitadoras da Amplitude Articular

As articulações são pontos de encontro da extremidade de dois ou mais ossos, sendo nelas que ocorrem os movimentos como resultado de um momento articular. Contudo, nem todas essas articulações são móveis, sendo que, nas móveis, o movimento ocorre em torno de um ou mais eixos, ou simplesmente num determinado plano entre os ossos. Assim, em função da geometria articular, forma de união entre os ossos, vários tipos de articulações são encontradas, sendo que umas apresentam limitações aos movimentos que são fundamentalmente ósseas e outras ligamentares.

Quadro 5.3. Limitações articulares durante a flexão e extensão das articulações do membro inferior. Os ângulos são medidos definindo-se como zero a posição erecta.

Articulação	Flexão Máxima (°)	Extensão Máxima (°)
Tornozelo	60	-30
Joelho	140	0
Anca	-110	5

Deste modo observa-se que a restrição da mobilidade da articulação dentro de determinados limites é resultado da sua estrutura, forma de ajuste dos ossos, tendões, ligamentos e comprimentos do músculo. No nosso estudo, a atenção centra-se fundamentalmente nas articulações dos membros inferiores, considerando-se fundamentalmente movimentos de flexão e extensão destas articulações.

Apesar de não apresentarem o mesmo tipo de limitação articular, um esquema uniforme será utilizado no seu tratamento, de acordo com Böhm (2001):

$$Tl_j = -400 \cdot \Delta\varphi_j^{\,2} - 40 \cdot \Delta\varphi_j \dot{\varphi}_j , \qquad (5.6)$$

onde Tl_j representa o momento, o j a articulação e $\Delta\varphi$ j o ângulo articular.

Tal como para este autor, no nosso estudo, as forças musculares não eram conhecidas no início da simulação, pelo que foram obtidas por optimização. Deste modo, os ângulos articulares podem exceder o seu limite durante o processo de optimização. Os comprimentos musculares, bem como os respectivos braços dos momentos estão definidos para um determinado limite articular, pelo que valores do comprimento do músculo fora destes limites podem conduzir à mudança do sinal do braço do momento. Assim, quando o sujeito excede o limite articular, um momento adicional de correcção é adicionado às duas extremidades dos dois corpos adjacentes. Uma observação a esta restrição mostra que ela cresce abruptamente no início, para depois apresentar um crescimento mais lento.

5.1.3 Redundância muscular

O movimento realizado por um dado sujeito é o resultado das forças e momentos articulares. É curioso verificar que a natureza criou uma máquina quase perfeita, onde se observa que um grande número de actuadores participa na produção de um determinado movimento, deixando ao mesmo tempo um grande problema para a modelização. Referimo-nos ao problema da redundância muscular, i.e. o número de actuadores ultrapassa o número de equações o que nos conduz a um problema indeterminado. Provavelmente uma das soluções para esta questão, passaria pelo recurso à dinâmica inversa. Esta técnica consiste na determinação das forças de reacção intersegmentares e das forças totais produzidas pelos músculos que actuam em torno de uma determinada articulação (Winter, 1990).

Nesse sentido, Herzog e ter Keurs (1988) apresentaram uma técnica que permite estimar a contribuição de diferentes músculos para um dada tarefa. Assim, os músculos pluriarticulares devem atravessar no mínimo uma articulação que não seja atravessada por qualquer outro músculo que esteja a actuar em sinergia com o músculo seleccionado noutra articulação (Figura 5.3).

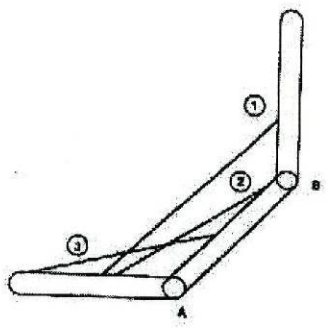


Figura 5.3. Representação esquemática do método de Herzog e ter Keurs (1988)

Assim, e assumindo que os músculos que atravessam uma articulação (monoarticulares) e aqueles que atravessam duas articulações (biarticulares) produzem a sua força independentemente, Herzog *et al.*, (1988; 1991), calcularam e determinaram a curva momento-ângulo para músculos biarticulares, neste caso o *rectus femoris* e o *gastrocnemius*. Essas curvas foram obtidas variando um dos ângulos do músculo biarticular, promovendo assim a alteração do seu comprimento, enquanto se mantinha constante o comprimento do músculo monoarticular, fixando-se assim a força desse músculo. Através de dinâmica inversa, a máxima força isométrica activa do músculo considerado, é calculada a partir do momento articular resultante de uma série de esforços isométricos máximos com variação sistemática da configuração das articulações atravessadas pelos músculos pluriarticulares. Este método contém três assunções básicas que são: (a) a máxima força isométrica que um músculo pode exercer é constante para um dado comprimento muscular; (b) a actividade do músculo antagonista para contracções experimentais é constante, e (c) os momentos articulares resultantes obtidos durante as experiências são produzidos por forças musculares exclusivamente.

No estudo por nós realizado, o problema da distribuição da força entre vários músculos que actuam numa mesma articulação, foi resolvido negligenciando a co-contracção e agrupando os músculos como mono e biarticulares como já foi

referido. Por exemplo, o músculo solear, no modelo, inclui a função de todos os extensores plantares simples da articulação do tornozelo (Böhm, 2001). Isto reduz o problema da distribuição em dois músculos, Solear que actua só em redor do tornozelo e gastrocnemius que actua em torno das articulações do tornozelo e joelho. A força compartilhada por esses dois músculos estava de acordo com as suas PCSA.

5.1.4 Músculos mono vs biarticulares

Quando uma dada acção motora é desencadeada, verificamos que vários músculos contribuem para que ela se efective o que nos conduz a um problema de redundância muscular por um lado, como já foi anteriormente referido, e por outro a força obtida será a resultante das forças desses mesmos grupos musculares o que conduz a um *plateau*. A redundância muscular é positiva porque a sua consequência será a existência de diferentes gamas de prestação, o que conduz a uma grande amplitude de variação técnica. Por outro lado, os músculos monoarticulares só trabalham numa gama limitada, sendo que o contributo de músculos biarticulares será importante para a efectiva consecução da tarefa. Contudo, a actuação destes músculos é complexa, sendo que é necessário considerar dois aspectos de suma importância. Um relaciona-se com a co-contracção, outro com a transferência de energia entre articulações (van Ingen Schenau *et al.*, 1990; Prilutsky et Zatsiorsky, 1994). A co-contracção é um mecanismo que se verifica nas acções preparatórias que antecedem o apoio na corrida e saltos (Bobbert et al. 1992), e visa sobretudo colocar os músculos dos membros inferiores em condições de rapidamente aumentarem a força em função da resposta elástica, por processo de potenciação (inervação) reflexa (Gollhofer *et al.*, 1992).

Devido aos constrangimentos na transformação das rotações segmentares em translações segmentares na parte terminal das articulações, um padrão particular de coordenação dos músculos mono-articulares e bi-articulares é necessário para prevenir uma ineficiente utilização de energia. Nos movimentos balísticos onde se pretende a máxima velocidade de projecção de um corpo, os ângulos articulares impõem um constrangimento na transferência de velocidades angulares para lineares e respectivas acelerações.

O papel dos músculos bi-articulares parece ser distribuir os momentos articulares totais e potências pelas articulações. De acordo van Ingen Schenau (1990), as vantagens dos músculos biarticulares quando os movimentos não podem ser executados por um músculo monoarticular parecem ser as seguintes: (a) interdependência dos

movimentos em ambas as articulações atravessadas por estes músculos. Consideramos a este respeito a ligação ligamentosa ou acção tendinosa (Cleland*, 1867), que se verifica quando, por exemplo, ocorre a extensão da anca pela acção dos músculos monorticulares da anca sem alongamento do músculo biarticular rectus femoris, sendo que a extensão da anca é ajudada pelos extensores do joelho. Esta acção proximal-distal caracteriza-se pelo elo de ligação e transporte de energia de uma articulação para outra é, desempenhada pelo músculo biarticular; (b) ainda numa sequência proximal-distal, a menor velocidade de contracção destes músculos relativamente aos monoarticulares permite trabalhar numa região mais favorável da curva força velocidade.

De notar que Prilutsky e Zatsiorsky (1994) verificaram que a direcção da transferência de energia é variável em função das acções. Por exemplo, durante a fase de extensão dos MI no *Squat-Jump*, esse processo obedece à sequência apresentada, verificando-se o contrário na recepção, enquanto que na corrida se observa uma sequência distal-proximal na primeira parte do apoio e proximal-distal na segunda parte do apoio.
As acções atrás apresentadas requerem uma co-activação dos músculos mono e biarticulares. A co-activação dos músculos bi-articulares é necessária para modificar e estabilizar o movimento e realizar de forma eficiente uma tarefa específica (van Ingen Schenau *et al.*, 1990). Vários estudos sugerem que a co-contracção dos músculos agonistas mono-articulares e os seus antagonistas bi-articulares podem ser extremamente eficazes em extensões explosivas.

Resumindo, os músculos biarticulares parecem desempenhar acções originais que não poderiam ser executadas por um conjunto de dois músculos mono-articulares impedindo contracções excêntricas ineficientes e distribuindo os momentos e energia totais entre articulações.

5.2 Contributo da Fisiologia: A elasticidade músculo-tendinosa e o armazenamento da energia elástica

5.2.1 O Ciclo alongamento-encurtamento e o armazenamento da energia elástica no músculo e no tendão

É um facto de que ante uma contracção muscular concêntrica antecedida de uma fase de alongamento excêntrica, a força, potência e o trabalho produzidos serão maiores do que numa contracção sem pré-estiramento (Cavagna *et al.*, 1968, Bosco e Komi, 1979; Edman *et al.*, 1978). A este tipo de acções dá-se o nome de Ciclo Alongamento-Encurtamento (CAE). Os CAE são uma componente natural da função muscular em muitas actividades diárias, tais como correr, saltar e lançar.
De acordo com Komi (2000), dois aspectos muito importantes a considerar neste fenómeno são: (a) a pré-activação e (b) a activação variável dos músculos que precedem a fase funcional de um determinado movimento. Outros factores seriam a variação do comprimento do músculo *versus* tendão durante a fase de contacto e o papel do reflexo de alongamento. Durante o CAE, a energia elástica é armazenada nas estruturas tendinosas na fase de alongamento e reutilizada na fase de encurtamento, o que potencia o resultado final (Cavagna *et al.*, 1965).
As corridas de velocidade e os saltos induzem o recurso ao CAE no complexo músculo-tendão dos membros inferiores em acções repetidas de alongamento e encurtamento. O facto de ser observada uma pré-activação muscular antes do instante de recepção, um alongamento curto e rápido, e uma transição imediata (pequeno *delay*) entre a fase excêntrica e concêntrica, faz deste género de exercícios muito efectivos na melhoria da força dinâmica.
A explicação da melhoria da força após o estiramento observada nos CAE pode, em parte, ser atribuída à redução do tempo do atraso electromecânico (Norman e Komi, 1979) e ao aumento dos níveis de activação muscular causado pelo reflexo de estiramento, não negligenciando as elasticidades do tendão e músculo, que também desempenham um papel importante (Shorten, 1987). Após o alongamento, a velocidade de contracção é aumentada pela velocidade de restituição dos elementos elásticos. A elasticidade tem, assim, o efeito de mudar a relação hiperbólica força-velocidade da componente contráctil em favor de grandes forças a uma dada velocidade ou grandes velocidades a uma dada força (Bosco e Komi, 1979; Edman *et al.* 1978). Estes fenómenos (aumento da força e o

fenómeno de potenciação contráctil) requerem que o músculo esteja activado durante toda a fase de alongamento.

Os tendões são estruturas altamente elásticas, capazes de armazenar e libertar quantidades significativas de energia elástica de deformação (Herzog e Gál, 1999). Pensa-se que esta propriedade do tendão seja de importância considerável para a evolução dos sistemas locomotores, particularmente na locomoção a alta velocidade dos vertebrados, tal como a empregue pelos mamíferos ungulados (aqueles que andam nos dedos do pés, como por exemplo, cavalos, veados, camelos). Os músculos proximais dos membros inferiores destes animais são notáveis pelas suas estruturas, multipenadas, e curto-fibrosas, com longos tendões semelhantes a cordas, que se estendem distalmente para os dedos do pé. Quando activados, estes músculos são capazes de gerar grandes forças. Porém, devido aos comprimentos relativamente curtos das fibras musculares, a extensão activa onde ocorrem as mudanças de comprimento nestes músculos locomotores está limitada. Então, é provável que parte da variação do comprimento nestas unidades músculo-tendão ocorra dentro dos tendões. Alexander (1988) sugeriu que este tipo de músculos locomotores produzem força para manter os correspondentes tendões alongados. No impacto com o solo, estes tendões estão alongados e a energia associada com a desaceleração da massa do animal durante o impacto é armazenada como energia de deformação elástica nos tendões. Durante a fase propulsiva do apoio, os tendões encurtam, libertando assim parte da energia elástica de deformação armazenada. Embora, de uma forma geral e respeitando os pressupostos históricos anteriores ao momento concêntrico, maiores estiramentos conduzam a maior quantidade de energia armazenada, esta relação não é linear.

Contudo, nem todo o trabalho realizado por alongamento é armazenado como energia de deformação. Alguma dessa energia perde-se na superação da viscosidade do músculo, pelo que nem toda a energia é proveitosamente recuperada. Por outro, lado o armazenamento da energia elástica na componente activa dos elementos elásticos em série está dependente do tempo de ligação das pontes transversas, resultando que, quando se dá a desunião, essa energia é dissipada sob a forma de calor. Alguma energia de deformação retida no tendão e nos elementos contrácteis em paralelo enquanto a tensão é mantida, é também dissipada.

5.2.1.1 As estruturas tendinosas e o ciclo alongamento-encurtamento

Para uma mesma força de alongamento, um material mais flexível armazenará mais energia do que um mais rígido. Se esse material mais flexível se submeter a uma deformação maior, a força agirá sobre um maior percurso e realizará mais trabalho. O tendão é mais flexível do que as fibras musculares activas e consequentemente será responsável por uma maior proporção da energia armazenada. Estudos realizados *in vivo* para verificar a influência das estruturas tendinosas no CAE (Kubo, 1999) constataram que o efeito do pré-alongamento é mais pronunciado nos sujeitos com estruturas tendinosas mais flexíveis, o que está de acordo com outros estudos que sugerem a influência das estruturas tendinosas no CAE (Cavagna,1977; Komi e Bosco, 1978). Cook e McDonagh (1995) verificaram que a flexibilidade total do complexo músculo-tendão tem efeitos importantes na mecânica das acções excêntricas musculares. Ettema *et al.* (1992) através de um estudo realizado com músculos de animais sugeriram que a flexibilidade do complexo músculo-tendão contribui significativamente para o resultado das actividades que recorrem ao CAE. Cavagna (1977) sugere que comparado com um complexo músculo-tendão rígido, um menos rígido poderá utilizar melhor a energia elástica, permitindo melhores resultados durante os CAE. Walshe *et al.* (1996) referiram que uma grande rigidez na parte "inferior do corpo" estava inversamente relacionada com a diferença percentual entre saltos verticais com e sem pré-alongamento (r=0.54). Os autores concluíram que um sistema flexível tem maior capacidade para o trabalho de acordo com uma melhor relação força tensão e força velocidade durante o CAE.

Através de dados relativos ao alongamento limite das pontes transversas e da força máxima isométrica dos músculos esqueléticos vertebrados, Alexander e Bennet-Clark (1977) determinaram, que a capacidade de armazenamento energético das uniões das pontes transversas situa-se entre 2.4 a 4.7 J/kg de músculo. Em contraste, a capacidade de armazenamento da energia de deformação no colagéneo do tendão é entre 2000 e 9000 J/kg. Consequentemente, a capacidade para armazenar energia elástica será maior em grupos musculares com tendões longos e flexíveis.

5.2.2 Elasticidade

5.2.2.1 Elasticidade do músculo e tendão

A elasticidade das fibras musculares e tendão desempenham um importante papel na eficiência da prestação motora humana. Através de modelos elásticos relativamente simples é possível descrever as suas propriedades mecânicas apesar de não se comportarem como molas lineares ideais. Aliás, de acordo com Proske e Morgan (1987), a um nível constante de activação, a rigidez da fibra muscular expressa-se de forma não linear. As características de rigidez dos tecidos vivos são variáveis, não lineares e sujeitas a amortecimentos (Shorten, 1987). O seu comportamento é descrito pela combinação de elementos elásticos e viscosos.

Uma característica importante desses tecidos relaciona-se com o armazenamento e restituição de energia, ante uma deformação caracterizada por um alongamento seguido de um encurtamento.

A necessidade elástica é caracterizada pela relação entre a deformação de uma estrutura elástica e a força nela aplicada. Ao exprimirmos uma mola ideal, notamos que a deformação é uma função linear da força:

$$F = k.x \qquad (5.7)$$

onde *k* é a constante de rigidez, i.é., *k=dF/dx*, e x é a deformação. O inverso da rigidez é conhecido como elasticidade. Quando uma força *F* comprime ou alonga uma mola, o trabalho realizado pela força é armazenado como energia de tensão na estrutura deformada. A quantidade de energia (*E*) armazenada numa mola ideal de rigidez *k* é igual ao trabalho realizado (*W*) pela força de alongamento e pode ser determinado por integração da equação:

$$\Delta E = W = \int F.dx = \int kx.dx = \tfrac{1}{2} k.x^2 \qquad (5.8)$$

Outro traço importante dos sistemas elásticos é caracterizado por cada sistema apresentar a sua própria frequência natural de oscilação ϖ_n, que é determinada pela massa e rigidez da mola.

Embora o músculo e o tendão possam ser estudados isoladamente, a manifestação das suas propriedades desenvolve-se em conjunto. É a sua função integrada que define as propriedades do actuador músculo-tendão.

Uma parte importante da elasticidade em série localiza-se no tendão. Desde que a rigidez do tendão seja largamente independente da actividade do elemento

contráctil, pode ser considerada uma componente passiva dos elementos elásticos em série. Alguma da elasticidade em série situa-se dentro das proteínas contrácteis do músculo que suportam a tensão quando o músculo se contrai. As ligações das pontes transversas e em menor medida, as miofibrilas, são não rígidas, e alongam-se ligeiramente sob carga (Shorten, 1987).

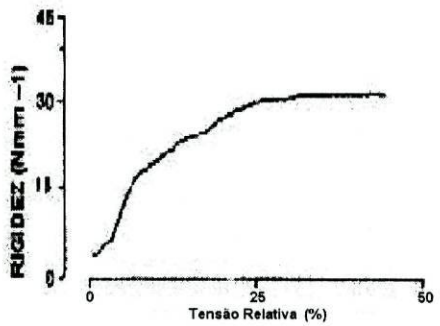


Figura 5.4. Variação, em função da tensão, da rigidez tendinosa (N/mm) do músculo gastrocnemius do canguru (Proske e Morgan, 1987).

Se uma fibra muscular for previamente contraída isometricamente, ela responderá alongando-se, mostrando inicialmente uma inclinação íngreme e um aumento quase linear da tensão. Porém, se o alongamento continuar, verifica-se um ponto limite além do qual a tensão aumentará muito mais gradualmente ou decairá (Proske e Morgan, 1987). Esta região inicial de grande rigidez, é conhecida como *short-range stiffness* (Rack e Westbury, 1974), e pensa-se que é devida ao alongamento das pontes transversas entre os filamentos de actina e miosina no sarcómero. A mudança da inclinação da tensão para além do limite do *short-range stiffness* depende do nível de activação do músculo e da quantidade da rigidez passiva (Joyce *et al.*, 1969). Assim, quando se considerar a rigidez do tendão e músculo em conjunto é necessário, em primeiro lugar, especificar se o alongamento imposto excede o *short-range.*

Desde que tanto a força do músculo como a componente activa da rigidez dependam do maior número de pontes transversas unidas, a rigidez da parte activa dos elementos elásticos em série aumenta com a tensão muscular (Haugen, 1982, Morgan, 1977). Esse aumento é geralmente linear e independente do comprimento muscular, frequência de estímulo e fadiga (Morgan, 1977; Hunter e Kearney, 1983).

5.2.2.1.1 Tendão

O movimento é a expressão da resposta mais imediata ao meio envolvente que o ser humano possui, como consequência de um acto motor iniciado no SNC. É o resultado da contracção muscular e das consequentes tensões exercidas nas partes esqueléticas através das junções tendinosas. Uma avaliação do papel dos tendões na transmissão da tensão muscular às partes do esqueleto, durante a postura e o movimento, requer um conhecimento preciso das características mecânicas do tendão. A rigidez dos tendões parece ser a propriedade mais importante a ser considerada (Proske e Morgan, 1987). Por outro lado, há a considerar o que parece ser uma exigência conflituosa entre o tendão e o músculo, porque se um músculo está ligado a um tendão muito rígido, o tempo necessário para alongar o tendão poderá ser muito longo para atingir o nível de tensão requerido. Isto poderia conduzir a uma má posição dos membros, o que seria evitado em todo o caso num tendão mais flexível.

5.2.2.1.1.1 Estrutura do tendão

O tendão é composto por feixes de proteínas estruturais de colagénio. As fibras consistem em moléculas entrelaçadas de tropocolagénio suspensas num gel mucopolissacárido. A molécula básica compreende três hélices alfa mão esquerda entrelaçadas para dar forma a uma super hélice da mão direita. As estruturas tendinosas estão separadas em tendão exterior referido habitualmente como tendão, e um tendão interno conhecido habitualmente como aponevrose (Figura 5.5), sendo esta menos flexível que aquele (Proske e Morgan, 1987; Liber, 1991).

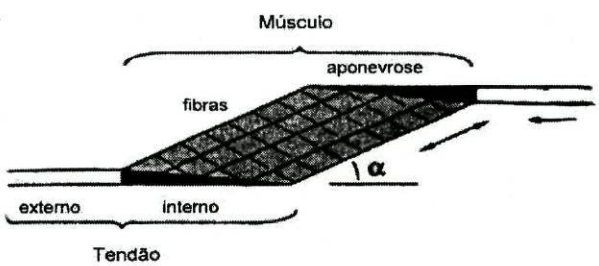


Figura 5.5. Partes constituintes do músculo e tendão de um músculo penado. O tendão apresenta uma porção externa denominada de tendão e a outra interna denominada de aponevrose. A fibras musculares ligam-se às aponevroses e estão orientadas sob um ângulo α relativamente ao eixo de tracção do tendão (adaptado de Zajac, 1989).

O tendão externo conecta o músculo aos ossos enquanto o tendão interno realiza a ligação às fibras musculares (Herzog e Gal, 1999). Os dados da literatura sugerem que, aquando dum dado movimento, a mesma tensão é observada no tendão externo e interno (Proske e Morgan, 1987; Rack e Westbury, 1984). De acordo com estes autores deve ser assumido que a porção externa e interna do tendão têm as mesmas propriedades, relativamente à rigidez. A deformação do tendão ε^T é definida pela quantidade de alongamento do tendão relativamente ao repouso, i.e., $\varepsilon^T \equiv \Delta L_{SEE} / L_{SEE_slack} = (L_{SEE} - L_{SEE_slack}) / L_{SEE_slack}$, onde L_{SEE_slack} é o comprimento do alongamento onde o tendão começa a desenvolver força. A tensão do tendão é definida pela razão força do tendão pela secção transversal. Para que todas as partes de um tendão experimentem a mesma tensão, cada parte deve experimentar a mesma tensão. Para que a tensão seja a mesma ao longo do tendão interno a secção transversal deverá aumentar até a proximidade do tendão externo, assumindo aumentos de força do tendão interno próximos do externo (Zajac, 1989). Se todas estas suposições forem observadas, então a aponevrose onde cada fibra muscular se insere, alongaria na mesma quantidade. Embora as propriedades do tendão sejam complexas (Fung, 1981) uma propriedade relevante para os estudos da coordenação é a sua relação tensão deformação. Quando um tendão é submetido a uma força, é observada uma resposta elástica distinguindo-se três regiões ou momentos: (a) *Toe*, (b) Linear, e (c) Permissão ou Facilitação (Figura 5.6).

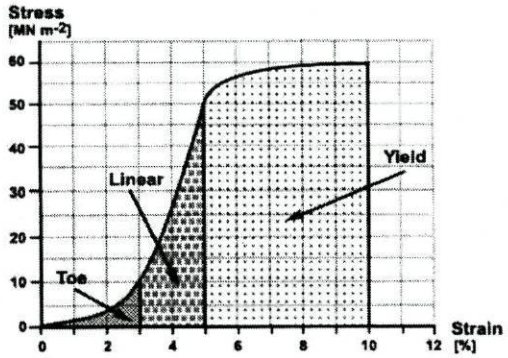


Figura 5.6. Curva típica tensão deformação do tendão onde são observadas as três regiões típicas (adaptado de Herzog e Gál, 1999).

A *toe region* acontece habitualmente abaixo de 3% de deformação, uma região na qual o alongamento é acompanhado por muito baixa tensão. Pensa-se que esta baixa rigidez inicial, na *toe region,* é em parte motivada pelo endireitamento das pregas de colagénio (Herzog e Gál, 1999).

A região linear inicia-se a cerca de 3% de deformação elástica, havendo autores que defendem valores entre 1.5% e 4% (Bennett *et al.,* 1986), a que estão associados valores de tensão entre 5 a 30 Mpa (Bennett *et al.,* 1986; Rack e Westbury, 1974). O declive desta porção linear da curva foi usado para definir o módulo de Young do tendão. Esta região de tensão linear ou reversível estende-se aproximadamente até 4 a 5% de deformação (Wainwright et al., 1976). Resultados obtidos em diversos estudos mostram que o módulo de Young longitudinal de tendões de várias espécies mamíferas aquáticas e terrestres, varia entre 1.25 a 1.65 GPa com um valor médio por espécie de 1.5 GPa. A maioria destas medidas foram obtidas em testes dinâmicos de 1.0 a 2.2 Hz. Pequenas variações no módulo de Young foram observadas com frequências na gama de 0.2 a 11 Hz.

Além da região de tensão linear ou reversível, acontece uma deformação permanente. O ponto de falência ou ruptura do tendão ocorre aproximadamente entre 8 a 10% de deformação (Rigby *et al.,* 1959), ou seja 100 MPa (Butler *et al.,* 1986).

5.2.2.1.2 Medições da elasticidade do músculo humano

Muitos autores adaptaram os métodos usados em experiências com músculos isolados de animais, tal como o *quick-release* (Jewell e Wilkie, 1958), para medir a elasticidade dos músculos humanos inseridos nos grupos musculares (Hof, 1998). Outros modelaram o corpo, ou um membro, como um sistema de massas e molas, e calcularam as propriedades viscoelásticas da mola através da frequência natural das oscilações livres (Cavagna, 1970) ou da frequência de ressonância e constantes de decaimento do sistema sujeito a vibrações (Aruin *et al.* 1978; Hunter e Kearney, 1982, 1983). O problema de distinção entre músculos individuais é evitado, geralmente, supondo que um único músculo equivalente age como flexor ou extensor numa dada articulação (Shorten, 1987).

No método *quick release*, o declínio no momento durante a libertação é medido como uma função da rotação da articulação. Corrigindo esses dados para a inércia

e encurtamento das fibras, a elasticidade muscular pode ser descrita à custa da curva momento ângulo. Esta técnica exige que os movimentos em análise sejam explosivos de modo a que não existam variações no estado de activação que influenciariam os resultados. Note-se que neste método a elasticidade medida a partir da curva momento ângulo resulta da elasticidade do complexo músculo-tendão, nomeadamente do tendão, aponevrose e elasticidade da fibra.

Actualmente, é frequente o recurso a ultra-sonografia para a medição in vivo da elasticidade humana. Vários estudos investigaram o tendão exterior (Benedict et al., 1968; Woo et al. 1981) mas poucos testaram directamente a aponevrose (Liber, 1991; Zuurbier et al., 1993). Esses estudos indicaram que a aponevrose tem uma tensão cerca de quatro vezes superior ao tendão exterior, o que influencia grandemente a dinâmica das fibras musculares (Liber, 1991; Zuurbier et al., 1993). Recorrendo a ultra-sonografia, Kubo et al. (1999) mostraram que as estruturas tendinosas in vivo são mais flexíveis, com variâncias individuais significativas.

Estas técnicas confirmam que a relação entre a força muscular e o alongamento do tendão é globalmente uma relação não linear, tal como já foi apresentado em estudos realizados com animais e humanos *in vitro* (Abrahams, 1967; Benedict *et al.*, 1968; Woo *et al.* 1981). Essa não linearidade implica que a elasticidade é uma função da produção de força e da variação do comprimento e é medida habitualmente como rigidez ou como a sua recíproca, a elasticidade (Cook e McDonagh, 1996).

Exemplos de pesquisas deste tipo são os estudos desenvolvidos com recurso a exercícios de saltos de Kubo *et al.* (1999) e *sprints* Kubo *et al.* (2000), onde foi calculada a razão entre a variação da força muscular e a variação no alongamento do tendão e aponevrose (dF_{mus}/dL), a cada 10% da contracção voluntária máxima (i.e. 0-10, 10-20,....90-100%). Verificou-se que a razão dF_{mus}/dL cresce continuamente até cerca de 50% da contracção máxima voluntária (MVC) estabilizando de aí em diante (a região linear ou de proporcionalidade entre a força e o alongamento). Por essa razão estes autores propuseram os valores médios de dL/dF (acima de 50% da MVC) como indicadores da elasticidade das estruturas tendinosas. Também Viidik (1986) defende este critério.

Referindo-nos ao estudo desenvolvido com *sprinters*, em que foram medidos o alongamento do tendão e aponevrose dos músculos *vastus lateralis* e *gastrocnemius* e a sua relação com a prestação, verificou-se que a flexibilidade do tendão do *vastus lateralis* estava negativamente correlacionada com o resultado

(tempo) aos 100 m, r = -0.757 ($p<0.05$), contrariamente à do *gastrocnemius*, r = 0.228 ($p>0.05$). Os resultados indicaram também que a elasticidade das estruturas tendinosas do *vastus lateralis* e *gastrocnemius* a elevados níveis de produção de força, que podem ser associadas com o armazenamento e subsequente libertação de energia durante exercícios que recorrem aos CAE, são idênticas tanto em *sprinters* como no grupo de controlo. Finalmente, foi observada, uma maior flexibilidade nas estruturas do músculo *vastus lateralis* dos *sprinters*, relativamente ao grupo de controlo, a baixos níveis de produção de força.

5.2.2.2 Qual o significado funcional da elasticidade?

Antes de prosseguirmos a nossa revisão importa definir e clarificar o que se entende por rigidez e elasticidade. O recurso as figuras 5.7 contribuirá para a clarificação destes termos. A observação da figura 5.7, permite-nos distinguir três regiões que caracterizam o alongamento do tendão em função da força. A derivada dessa função dF/dL é a rigidez do tendão (fig.5.7b). De notar que a derivada é máxima na região linear (figura 5.7b), sendo o valor aqui obtido considerado normalmente como o indicador da rigidez das estruturas tendinosas.

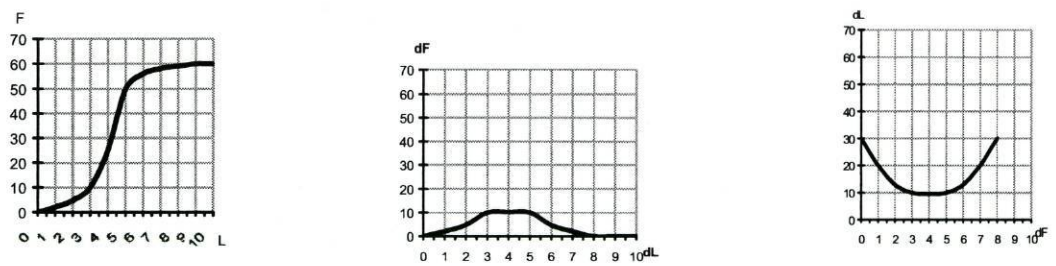


Figura 5.7. Propriedades do complexo-músculo tendão: (a) curva força alongamento; (b) Rigidez; (c) Elasticidade.

Contrariamente, o inverso, ou seja dL/dF define-nos a elasticidade do tendão (figura 5.7c). Na figura (5.7c) o valor máximo da derivada é obtido na *toe region* (Ker, 1981), pelo que esta será a região a considerar quando se aborde a elasticidade. Os aspectos funcionais da elasticidade que são propostos no estudo de Kubo *et al.* (2000) relacionam-se com a capacidade do tendão armazenar energia, nos CAE durante o alongamento e a sua subsequente libertação no encurtamento (Alexander, 1984; Griffths, 1989), pelo que não deve ser confundida com a flexibilidade que está associada, entre outros aspectos, à amplitude articular. Naturalmente, a capacidade de armazenar energia nos tendões não é, em primeira

instância, devida ao estiramento das pregas, mas às propriedades elásticas das fibras de colagénio estiradas (Ker, 1981), onde a rigidez é máxima (E=1/2 k x^2). Dos resultados obtidos por Kubo *et al.* (2000) há a assinalar que a relação dL/dF_{mus} abaixo de 20% da MVC para o *vastus lateralis*, foi significativamente maior em *sprinters* do que no grupo de controlo e, consequentemente, induziu a um alongamento significativamente maior do *vastus lateralis* acima de 50% da MVC em *sprinters* comparados com o grupo de controlo.

Os resultados de Kubo et al. (1999, 2000), permitem-nos concluir que a elasticidade do tendão se altera com o treino, contrariamente ao que se observa com a rigidez, a qual se mantêm inalterável. A partir do comportamento destes parâmetros, deduzimos que a vantagem dos indivíduos treinados (sprinters e saltadores) relativamente aos não treinados parece relacionar-se com: (a) aspectos de segurança, i.e., redução de riscos de lesão perante acções extremas e explosivas, nomeadamente nos CAE, e (b) a colocação dos músculos numa posição fisiologicamente mais favorável potenciando a produção de força (*vide* curvas de Hill). Sendo a elasticidade o factor diferenciador entre treinados e não treinados, e se o treino aumenta a elasticidade na *toe region*, o mesmo ocorrerá provavelmente pelo aumento das pregas de colagénio (Rigby *et al.*, 1959).

Assim se a rigidez do tendão é não treinável, apesar de ser a chave dos CAE, então o elemento limitador do resultado nas actividades que recorrem a este tipo de acções é o músculo. Isto significa que o músculo deve ser treinado de modo a que a sua rigidez seja semelhante à do tendão, caso contrário, particularmente nos CAE curtos, não haverá um óptimo aproveitamento da energia restituída.

Também Kubo *et al.* (1999) apresentaram outro resultado que mostra uma correlação negativa significativa entre a complacência do *vastus lateralis* e a prestação obtida nos 100 m. Este resultado levou os referidos autores a sugerirem que um tendão do *vastus lateralis* mais elástico poderá ser vantajoso na melhoria do resultado o que está de acordo com os resultados de Wilson *et al.* (1991, 1992). Em parte, a questão da relação acima descrita entre a elasticidade tendinosa e o favorecimento da prestação muscular, permitem interpretar estes resultados. Mas provavelmente será necessária mais investigação nesta área até se obter uma compreensão completa.

Por outro lado, análises cinéticas e dinamométricas forneceram dados que sugerem um papel importante da elasticidade do tendão no controlo da velocidade de encurtamento das fibras musculares durante as actividades que recorrem aos CAE (van Ingen Schenau, *et al.*, 1985; Bobbert *et al.* 1986).

A consecução do nosso estudo assentou no modelo constituído por três elementos, corroborando a proposta de Hill: os elementos elásticos em série que representam o tendão, os elementos elásticos em paralelo, representando o tecido conjuntivo que envolve o músculo, e os elementos contrácteis, que mais não são do que as fibras musculares. Com base no nosso modelo é-nos possível modelar o actuador músculo-tendão de modo razoavelmente realista, se for conhecida a rigidez do tendão e a função de Hill do músculo.

5.3 Modelo Muscular

Após descrição do modelo do corpo rígido, e respectivos constrangimentos, passamos à apresentação do modelo muscular. Neste sub-capítulo, o objectivo consiste em efectuar uma introdução à estrutura muscular, bem como ao processo de produção de força, recorrendo a um equivalente mecânico com base no modelo de Hill. Este modelo é constituído por três elementos básicos os quais permitem o cálculo, modelação e simulação da produção da força muscular. Alguns dos parâmetros necessários para o nosso modelo foram obtidos através da ecografia muscular. Esta técnica permitiu-nos medir, entre outros parâmetros, o alongamento dos elementos elásticos, bem como, através de um transdutor de forças, a força associada a esse alongamento. Este parâmetro é determinante para a avaliação da energia elástica armazenada. Também os momentos máximos articulares foram obtidos directamente.

5.3.1 Arquitectura muscular

O sarcómero é a unidade funcional básica responsável pela produção de força muscular. No seu interior encontramos os filamentos contrácteis, miosina e actina, que, ao sobreporem-se, promovem a contracção muscular. Os sarcómeros estão dispostos em série, formando uma fibra muscular simples. Várias fibras musculares em paralelo constituem um feixe de fibras, ou fascículos, que se conectam ao tecido tendinoso (aponevrose e/ou tendão), ligando-se estes, por sua vez, ao sistema esquelético. Normalmente o termo músculo refere-se não só às fibras musculares, mas a toda a estrutura constituída pela unidade músculo-tendão (MTU), ou seja, ao espaço compreendido entre a junção músculo tendinosa distal e próximal.

A arquitectura muscular é o principal factor que determina a função muscular. A compreensão da relação geometria muscular-função é de grande importância prática, não só para promover uma compreensão básica da produção da força (Kawakami *et al.,* 2000) e do movimento, mas também para prover directrizes na colocação de eléctrodos durante aquisições electromiográficas da actividade muscular. Isto abre-nos a possibilidade de explicação das bases mecânicas da lesão muscular durante o movimento e ajuda na interpretação dos espécimes histológicos obtidos a partir de biópsias (Liber e Fiedén, 2001). Apesar da grande atenção que tem sido dada à composição e distribuição das fibras, a função é determinada principalmente pela arquitectura muscular (Burkholde *et al.,*1994; Liber, 2001; Sacks e Roy, 1982). Por

arquitectura muscular entende-se o arranjo que as fibras musculares apresentam no interior do músculo relativamente ao eixo de produção de força (Liber, 1992). Contudo, com algumas excepções, o arranjo das fibras musculares dentro e entre músculos recebeu pouca atenção dos investigadores.

Morfologicamente, os músculos esqueléticos estão divididos em dois tipos: (a) músculos com fibras em paralelo, em que as fibras se encontram quase paralelas à linha de tracção dos músculos, e (b) músculos penados, em que as fibras se inserem no tendão formando um dado ângulo relativamente a linha de acção do músculo - *pennation angles* (Jones *et al.*, 1989; Hijikata *et al.*, 1993). Como nos músculos penados as fibras musculares estão dispostas diagonalmente em relação à aponevrose e o tecido tendinoso se alonga durante a contracção muscular, as alterações do comprimento do MTU e das fibras musculares não são equivalentes (Muhl, 1982). Por outro lado, a variação do comprimento das fibras musculares provoca alterações nos ângulos articulares. Assim, a arquitectura do músculo terá um efeito considerável na capacidade de produção de força (Huijing, 1992; Roy e Edgerton, 1993). No que diz respeito às vantagens e desvantagens da geometria muscular, é de assinalar que os músculos com fibras em paralelo apresentam maior velocidade de contracção em relação aos penados, embora estes desenvolvam níveis superiores de força, visto apresentarem maior secção transversal e, por consequência, maior número de fibras.

Normalmente as fibras musculares apresentam um diâmetro relativamente constante entre músculos de diferentes dimensões, pelo que a capacidade de produção de força terá mais a ver com o número de fibras e com a sua estrutura e menos com a variabilidade das dimensões de cada fibra. Estudos realizados comparando a arquitectura muscular de indivíduos treinados e não treinados permitiram verificar que há correlações significativas entre a espessura do músculo e os ângulos de inclinação das fibras (Kawakami *et al.*, 1993; Narici *et al.*, 1989). Através dos mesmos confirmou-se que um aumento da hipertrofia do músculo é acompanhado por um aumento do ângulo de inclinação das fibras.

O desempenho da articulação em função da arquitectura do músculo é outro aspecto a considerar, observando-se uma escassez de estudos em humanos que relacionem arquitectura muscular e as posições articulares (Lieber *et al.*, 1998). A relação força comprimento de cada músculo, estimada a partir da relação comprimento do fascículo posição da articulação, sugeriu que a arquitectura do

músculo humano tem a habilidade de realizar alterações substanciais para se adaptar às condições ambientais (Kawakami *et al.*, 2000).

5.3.2 A Força máxima e a área de secção fisiológica transversal do músculo

A máxima força que um músculo pode produzir é determinada pela Área de Secção Transversal do músculo (CSA). Teoricamente, a secção anatómica transversal (ACSA) de um músculo é determinada pela maior área transversal ao longo do seu comprimento. Na prática, porém, não é tão simples determinar esta medida como seria de supor. Em muitos casos, a ACSA é calculada considerando o maior perímetro de um grupo de músculos, supondo que esta única medida representa o somatório das máximas CSA de cada músculo do grupo funcional. Na realidade, a ACSA individual de cada músculo varia significativamente ao longo do seu eixo próximo-distal e, dentro de um grupo funcional de músculos, a máxima ACSA individual está frequentemente localizada a níveis diferentes (Roy e Edgerton, 1992).

Para além da ACSA existe outra definição relacionada com a secção transversal de um músculo que importa mencionar. Trata-se da área da secção fisiológica transversal do músculo (PCSA), que representa a soma das CSA de todas as fibras do músculo, perpendiculares ao seu eixo longitudinal. A interpretação desta medida é extremamente importante na relação que se estabelece entre a força máxima e a PCSA. Em nossa opinião, esta relação tem sido alvo de controvérsia pelo que tentaremos esclarecê-la.

Ao longo do comprimento do músculo verifica-se habitualmente uma variação do número e da área de secção transversal das fibras que o percorrem (Roy e Edgerton, 1992) figura 5.8. Nem todas as fibras musculares percorrem necessariamente o comprimento do músculo de um extremo ao outro, observando-se, igualmente, que nos dois extremos não há correspondência no número de fibras. Esta heterogeneidade do número e área das fibras é importante, porque a força que o músculo produz depende do número de fibras dispostas ao longo do seu comprimento. Quer isto dizer que se numa extremidade o músculo possuir dez fibras e na outra 5, a tensão desenvolvida por este músculo dependerá da extremidade muscular caracterizada por menor número de fibras. Assim, o menor número de fibras será o factor limitador da PCSA e determina-a em última instância.

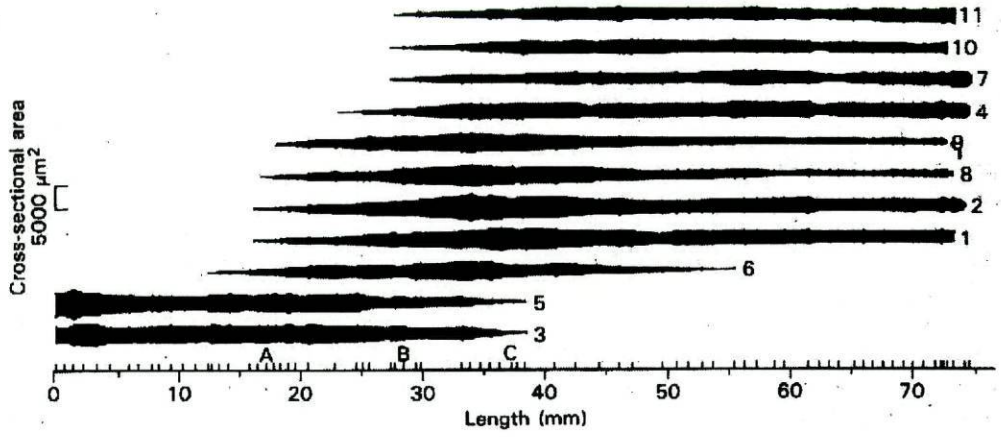


Figura 5.8. Representação da área de secção transversal do músculo e a posição relativa de 11 fibras duma unidade motora do músculo tibial anterior do gato. Estas fibras estavam situadas num único fascículo bem definido do músculo. As fibras não começam e terminam necessariamente no mesmo nível ao longo do eixo longitudinal do músculo. Note-se igualmente uma diminuição da CSA, em um ou ambos extremos de cada fibra. A B e C, realçam as mudanças no número e CSA das fibras ao longo do comprimento do músculo (Roy e Edgerton, 1992).

Após o esclarecimento das particularidades associadas com as diferentes medidas da secção transversal do músculo retomamos o nosso objectivo central que consiste em descrever a relação entre estas medidas e a força máxima.
A máxima força que um músculo pode produzir está directamente relacionada com a sua área de secção fisiológica transversal (PCSA) (Roy e Edgerton, 1993; Yamaguchi *et al.*, 1990).

Uma vez que é difícil determinar a secção fisiológica transversal, devido à complexidade associada à geometria muscular (massa, comprimento, forma, comprimento de fibra) e aos vários factores técnicos, usam-se meios aproximados de avaliação que, em rigor, são muito parecidos com a PCSA. Por aproximação assume-se a PCSA como o volume do músculo dividido pelo seu comprimento total ou pelo seu comprimento de fibra, respectivamente, considerando ou não o seu ângulo de inclinação (Powell *et al.*, 1984; Yamaguchi *et al.*, 1990; Wickiewicz *et al.*, 1983).

$$PCSA = \frac{m}{\rho \ell}\cos(\alpha) \qquad (5.9)$$

onde m representa a massa do músculo, ρ a sua densidade e ℓ o seu comprimento.

Para os músculos penados, a força muscular é obtida projectando a direcção da fibra sobre a sua linha de acção.

$$F_m = F_{fibras} \cos(Pa) \qquad (5.10)$$

onde F_m é a força do músculo, F_{fibras} a força das fibras e o ângulo de inclinação das fibras cos (Pa).

Apesar da lógica imanente desta equação, é importante reter que nem todas as fibras musculares de um mesmo músculo apresentam o mesmo ângulo de inclinação, pelo que esta equação pressupõe uma simplificação da realidade.

Para o nosso estudo, a máxima força isométrica foi determinada considerando a (PCSA). A máxima força isométrica é habitualmente calculada a partir da PCSA conhecida, supondo que a máxima tensão que o tecido muscular pode produzir é proporcional à PCSA por um factor k, que varia entre 20 a 40 N/cm^2 (Epstein e Herzog, 1988):

$$F_{\max} = kPCSA \qquad (5.11)$$

5.3.3 O Modelo de Hill

As abordagens apresentadas na literatura para explicar o Salto em Comprimento falham, porque nenhuma é suficientemente completa, i.e. não integram as diferentes facetas neuromusculares que se observam no evento em causa.

Na primeira secção deste estudo o atleta do SC é tratado como uma partícula, para depois ser analisado como um conjunto de massas e molas para atingirmos um estádio em que é visto como um sistema de corpos rígidos articulados. É neste contexto que associamos a biomecânica, aspectos da fisiologia muscular, para através da modelização e simulação, procurarmos responder às nossas preocupações.

Em função dos objectivos preconizados para este trabalho não será utilizado um modelo que recorra às estruturas microscópicas do músculo, tipo Huxley. Recorremos a um modelo fenomenológico do tipo Hill para estimar a força muscular, sendo a velocidade e o estado de activação dadas como *input*. Com a utilização deste modelo, pretende-se obter uma maior penetração nos sistemas dinâmicos do movimento que envolvem vários músculos. Este modelo, ao contrário das outras abordagens até aqui apresentadas, permite-nos simular o movimento, considerando aspectos como a pré-activação, o armazenamento da

energia elástica durante os CAE, a co-contracção e a transferência de energia que se observa nos músculos biarticulares.

O clássico modelo de Hill (1938) era constituído por um elemento elástico ligeiramente amortecido em série com um elemento contráctil não-linear (Winters, 1990). Só em 1939 foi entendido o conceito que conjuga a articulação entre elementos contrácteis em série e em paralelo com elementos elásticos ligeiramente amortecidos (Katz, 1939). A adição de um elemento elástico extra em paralelo aos elementos contrácteis mostrou ser muito proveitosa na biomecânica (Pandy, *et al.,* 1990; van Soest, 1993; Böhm, 2001).

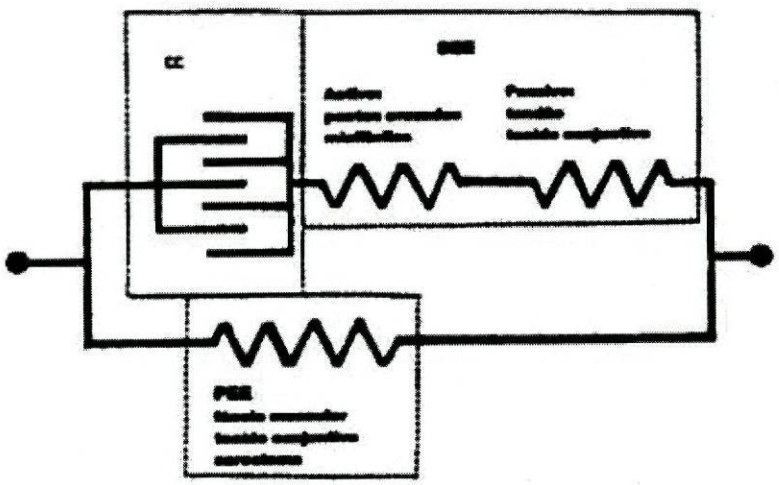


Figura 5.9. Componentes mecânicas do modelo do músculo. Componente contráctil (CE), elementos elásticos em série (SEE), passivo e activo e elementos elásticos em paralelo (PEE) (adaptado de Shorten, 1987).

O nosso modelo (Figura 5.9) descreve o comportamento do músculo através de três componentes funcionais distintas: (i) fibras musculares, descritas como os elementos contrácteis (CE) que se expressam pelas relações força comprimento e força velocidade (FV), (ii) elementos elásticos em série (SEE) e (iii) elementos elásticos em paralelo (PEE). Ambos os elementos elásticos representam estruturas distribuídas de acordo com a relação geométrica que estabelecem com os elementos contrácteis. Os elementos responsáveis pela transmissão da força muscular são os elementos elásticos em série com os elementos contrácteis. Estes elementos são constituídos fundamentalmente por tendões e aponevroses músculares.

Cada elemento deste modelo pode ser descrito como uma "caixa preta" com uma função matemática que descreve o comportamento do músculo (Böhm, 2001). A

principal característica deste modelo reside na separação da elasticidade e contractibilidade do músculo em duas entidades fenomenológicas acopladas em série (Winters, 1990), que serão descritas na equação da relação FV.

Durante a contracção muscular verificam-se dois tipos de fenómenos que são difíceis de descrever dentro do contexto da estrutura do modelo tradicional de Hill: (a) melhoria da força na fase descendente da relação força comprimento (b) efeitos da rigidez súbita. Estes aspectos serão abordados e considerados no nosso modelo.

5.3.4 Propriedades dos Elementos Contrácteis

5.3.4.1 Relação força comprimento

Para uma adequada representação matemática das forças exercidas pelos músculos sob uma dada condição contráctil, é necessário que as propriedades do tecido muscular sejam conhecidas. Uma propriedade importante é a relação força comprimento (*FL*) dos músculos esqueléticos a qual descreve a máxima força isométrica que um músculo pode exercer como função do comprimento da sua fibra (Figura 6.3). A propriedade "estado de equilíbrio estático do músculo" é definida assim, pela sua curva isométrica *FL*, e esta propriedade pode ser estudada quando a activação (act(t)) e o comprimento da fibra (L^{fibra}) são constantes. Como foi anteriormente relatado, a máxima activação ocorrerá quando o tecido muscular tiver sido excitado maximamente. Os tecidos musculares que não tenham sido neural e electricamente excitados por um longo período de tempo dir-se-á que estão inactivos ou passivos. Tanto o tecido muscular passivo como o totalmente activo desenvolvem uma força de equilíbrio quando suportam uma contracção isométrica. A diferença na força desenvolvida entre o músculo activado e o músculo passivo, denomina-se força activa do músculo. A região onde a força activa é produzida situa-se entre $0.5L_0^{MTC}<L^{MTC}<1.5\ L_0^{MTC}$, onde L_0^{MTC} é o comprimento em que se atinge o pico da força activa do músculo, ou seja, $F^{MTC} = F_0^{MTC}$, quando $L^{MTC}=L_0^{MTC}$; L_0^{MTC} é conhecida como comprimento de fibra em repouso ou comprimento óptimo da fibra muscular (Figura, 5.10)(Zajac, 1989).

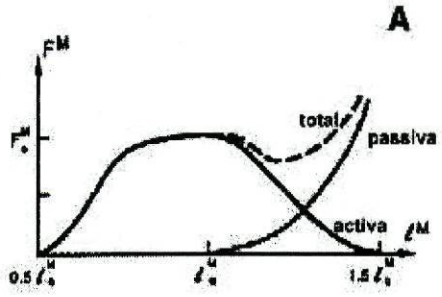


Figura 5.10. Relação força comprimento isométrica do complexo músculo-tendão, onde a acção activa é representada pela linha contínua, e a acção dos elementos passivos pela linha descontínua (adaptado de Zajac, 1989)

Normalmente, a máxima força é produzida a meio do intervalo acima apresentado, onde a sobreposição dos filamentos de actina e miosina permitem um maior número de pontes transversas.Blix (1891, 1893, 1894) foi o primeiro autor a relatar que a força muscular exercida por um músculo depende do seu comprimento. Esta relação foi estudada extensivamente, recorrendo-se a fibras isoladas (Gordon *et al.* 1966; ter Keurs *et al.* 1978), e *in-situ* em músculos esqueléticos animais (Rack e Westbury, 1969). Estudos conduzidos para determinar a relação FL individual *in vivo* dos músculos esqueléticos humanos são raros (Herzog e ter Keurs, 1988), embora as chamadas curvas de força (Kulig *et al.* 1984), que descrevem a relação entre forças ou momentos produzidos por todo um grupo muscular funcional e os correspondentes ângulos articulares tenham sido extensivamente estudados. O estudo realizado por Gordon *et al.* (1966b) - Figura 5.11 - tem implícito que a relação *FL* é dependente do comprimento dos filamentos de actina. Estes autores relacionaram a relação *FL* do músculo-esquelético com a teoria das pontes cruzadas de Huxley (1957). Gordon et al. (1966) mostraram experimentalmente que a variação das forças exercidas pelo músculo esquelético animal como função dos filamentos finos e grossos sobrepostos, ajustam-se extremamente bem às predições da teoria das pontes cruzadas, especialmente para um comprimento do sarcómero de 2.2 μm ou superiores. Walker *et al.* (1973) observaram que o comprimento dos filamentos finos variava entre os músculos esqueléticos dos diferentes animais, pelo que é possível especular que a relação *FL* para músculos correspondentes de diferentes animais também seja diferente. Wilkie (1968) encontrou diferentes relações *FL* entre os músculos de um mesmo animal, em parte devido aos diferentes arranjos das fibras e às diferentes forças associadas com a estrutura elástica em paralelo acoplado à componente contráctil.

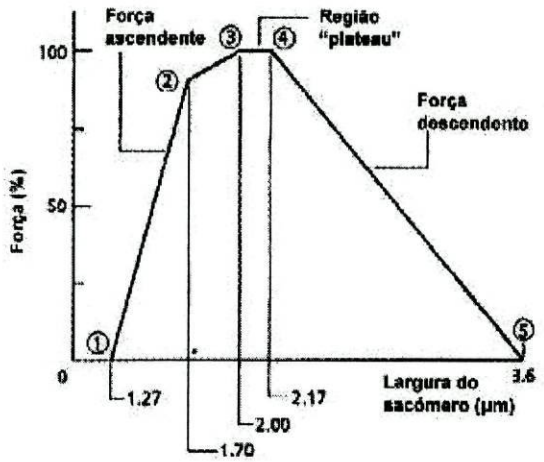


Figura 5.11. Representação esquemática da relação força comprimento do sarcómero do músculo esquelético da rã (adaptado de Gordon *et al.*, 1966). A figura indica pontos que correspondem à sobreposição de actina e miosina.

Para estimar as forças exercidas pelos músculos esqueléticos *in vivo,* é comum o recurso à modelos muito sensíveis a relação *FL* utilizada (Herzog, 1985). Nas últimas décadas, foram desenvolvidos uma pletora de modelos músculo-esqueléticos para quantificar as forças exercidas individualmente pelos músculos, pressão articular de contacto, forças dos ligamentos e ossos. Esses modelos foram usados tipicamente para: (a) ganhar um maior conhecimento dos mecanismos básicos de controlo subjacentes aos movimentos locomotores humanos (Hatze, 1977; Pedotti *et al.* 1978) e (b) calcular as forças nos tecidos biológicos, tal como ossos, ligamentos e cartilagens articulares (Seireg *et al.* 1977; Crowninshield *et al.* 1981; Bean *et al.* 1988). Todos esses modelos teóricos requerem o *input* de informações que habitualmente consistem na descrição de:
(i) movimentos e forças externas que actuam no sistema de interesse; (ii) anatomia músculo-esquelética do sistema de interesse; (iii) propriedades mecânicas dos tecidos (ligamentos, músculos, tendões, ossos, e cartilagens articulares) representados no modelo músculo-esquelético.
Isto significa que, para obtermos estimativas precisas da força muscular, seja necessário usar descrições da *FL* baseadas em propriedades mecânicas precisas dos músculos considerados. Até há bem pouco tempo não existiam relações *FL* experimentais, sendo as mesmas determinadas a partir de considerações teóricas com base na teoria das pontes cruzadas (Herzog, 1988). Constata-se pela literatura que existem muitos experimentos para determinar essa relação em

condições *in vitro* em animais (Cecchi *et al.* 1976; Fabiato *et al.* 1978; Gordon *et al.* 1966 a,b; Hellam *et al.* 1969; Julian *et al.* 1980; Schoenberg *et al.* 1972; ter Keurs *et al.* 1978). Como sabemos, a geometria do sarcómero dos músculos dos animais e dos humanos diferem (Walker *et al.* 1973), bem como as relações *FL*, pelo que somos conduzidos a conclusões erróneas quando extrapolamos os resultados dos estudos em animais para humanos.

A falta de dados *in vivo* nos músculos esqueléticos humanos, ficou a dever-se à dificuldade de determinar experimentalmente a máxima força que um músculo pode exercer numa contracção isométrica (Herzog *et al.*, 1988). Assim a determinação da relação *FL* em músculos esqueléticos humanos coloca dois desafios: (a) a determinação da máxima força isométrica activa individual de um músculo; (b) a quantificação da variação do comprimento do elementos contrácteis do mesmo músculo. Diferentes métodos foram propostos para resolver esta situação. Herzog e ter Keurs (1988) apresentaram um método para determinar essa relação *in vivo* no músculos esqueléticos humanos. Neste método a relação *FL* só pode ser determinada experimentalmente para alguns músculos multiarticulares seleccionados do corpo humano.

Para o nosso estudo o comprimento dos fascículos foi determinado *in vivo,* recorrendo a ultrasonografia. O comprimento dos CE foi por nós definido como sendo a projecção da fibra sobre a linha de tracção do músculo. Com esta definição, a variação do comprimento devido à alteração do ângulo de inclinação das fibras é incluído na variação do comprimento do CE. Esta simplificação deve-se ao facto de estarmos interessados fundamentalmente no comportamento dos SEE ligados a ambos os pontos terminais do fascículo, e não no comportamento dos fascículos (Böhm, 2001).

Tal como efectuado por van Soest (1992) a força activa da relação força comprimento, em contracções isométricas, é descrita por uma parábola (equação 5.12).

$$F_{len} = c\left(\frac{L_{CE}}{L_{CEopt}}\right)^2 - 2c\left(\frac{L_{CE}}{L_{CEopt}}\right) + c + 1 \qquad (5.12)$$

O factor c é definido como -1/largura^2 entendendo-se por largura metade da máxima variação de comprimento dos elementos contrácteis para os quais estes permanecem capazes de produzir força. Dados os parâmetros musculares largura da relação força comprimento, comprimento óptimo do CE (L_{CEopt}), *slack-length* dos elementos elásticos (definido como o comprimento no alongamento do tendão a partir

do qual se começa a desenvolver força), a máxima força isométrica (F_{max}), a máxima deformação dos elementos elásticos e a variação do comprimento do músculo como função da variação do ângulo da articulação, o momento articular resultante para cada activação máxima muscular pode ser obtido para os diferentes ângulos.

5.3.4.1.1 Zonas da relação força comprimento em que os diferentes grupos musculares operam

Numa comparação realizada entre a relação *FL* dos músculos *gastrocnemius* (Gn) e *rectus femoris* (RF) observou-se que o primeiro apresenta um declive mais íngreme no chamado ramo ascendente dessa relação do que o segundo (Herzog e ter Keurs, 1988). Também há que ter em conta que as propriedades da curva *FL* destes músculos são diferentes. Provavelmente essa diferença fica a dever-se aos diferentes tamanhos e comprimentos óptimos das fibras dos mesmos. Sabe-se que o comprimento das fibras do RF é cerca 1.5 vezes superior que as correspondentes do músculo gastrocnemius para comprimentos semelhantes do sarcómero de ambos; e a PCSA do gastrocnemius é cerca de 2.5 vezes superior que a do rectus femoris (Wickiewicz, 1983). Todos estes aspectos provavelmente contribuirão para que o declive da parte ascendente do *gastrocnemius* seja mais íngreme que a do *rectus femoris*.

Outra constatação do estudo atrás referido é a de que estes dois músculos parecem operar em diferentes zonas da relação *FL*, ocupando o gastrocnemius só a parte ascendente, e o rectus femoris tanto esta como a descendente desta relação. Cutts (1988) apresentou valores para o comprimento do sarcómero nos músculos do membros inferiores humanos, que variam entre 1.0 a 4.4 μm para o gastrocnemius e de 1.4 a 2.5 μm para o rectus femoris dentro da gama anatómica normal das articulações dos membros inferiores. Este autor sugere que o rectus femoris actua na parte ascendente e o gastrocnemius na parte ascendente e descendente da relação *FL*, o que é exactamente o oposto dos resultados obtidos por Herzog *et al.* (1991). Esta discrepância de resultados provavelmente ficou a dever-se ao facto do comprimento da fibra e os ângulos de inclinação mudarem não só como uma função do comprimento do músculo, mas também como uma função da produção de força muscular (Wagemans *et al.*, 1988). Noutro estudo, realizado por Cutts (1989), é sugerido que os sarcómeros do músculo vastus medialis funcionam na porção ascendente da região *plateau* da relação *FL*. A literatura suporta a possibilidade dos músculos esqueléticos *in vivo* poderem

trabalhar em regiões específicas da relação *FL*. Pode ser hipotetizado que a região da relação *FL* sobre a qual um músculo actua *in vivo* está relacionada com os seus requerimentos funcionais. Seria de supor que os músculos funcionassem essencialmente em redor do seu comprimento óptimo i.e., um comprimento no qual seriam mais fortes, mas tal não parece ser verdade. Para vários músculos cujas propriedades FL determinadas *in situ* sugeriram que operariam principalmente na porção descendente da relação FL, o *plateau* foi atingido na parte final da gama de movimento da articulação (Rassier *et al.*, 1999).

Por outro lado, tem sido sugerido que os músculos que se submetem primeiro a um alongamento seguido de um encurtamento durante movimentos cíclicos diários, são mais ajustados para trabalhar na porção ascendente da relação *FL*, já que os músculos que encurtam primeiro e, depois, alongam, adaptam-se melhor na porção descendente da relação força comprimento (Herzog *et al.*, 1990). Observações acerca das mudanças do comprimento do soleus do gato (Rack e Westbury, 1969) e do músculo semitendinosus da rã (Mai e Liber, 1990) durante o caminhar e saltitar, respectivamente, parecem suportar a sugestão acima apresentada. Por exemplo, foi relatado que o músculo soleus do gato funciona quase exclusivamente no ramo superior e na região plana (Rack e Westbury, 1969), enquanto o músculo semitendinosus da rã parece trabalhar exclusivamente na zona descendente da relação *FL* (Mai e Liber, 1990).

A primeira interrogação consiste em saber porquê os diferentes músculos funcionam nessas porções. A resposta para esta questão não é conhecida. Porém, é provável que haja alguma conexão entre as exigências funcionais de um músculo e a zona onde funciona. Outra questão relaciona-se com a alteração da porção da relação *FL* onde um dado músculo funciona em função do treino a que é submetido. Na literatura são raros os estudos que abordem esta problemática, mas é de supor que um dos efeitos do treino seja promover o funcionamento do músculo não na óptima porção fisiológica mas sim naquela porção relevante para uma óptimo desempenho numa dada técnica desportiva.

5.3.4.2 Relação Força Velocidade

5.3.4.2.1 Factores que afectam a relação força velocidade

A partir duma análise visual, logicamente redutora, quanto mais pesado for um objecto menor será a velocidade de deslocamento. Acresce que quanto maior for a velocidade

mais difícil se torna a aplicação de força (Fenn, 1930). Esta relação é conhecida como a relação força velocidade (FV). Para um dado músculo, ou grupo de músculos, a velocidade constante de activação ou seja a velocidade de encurtamento que pode ser obtida, diminui para contracções contra sobrecargas progressivamente aumentadas. Nos nossos dias, a interdependência entre a força e a velocidade de encurtamento foi extensivamente estudada em condições isotónicas e/ou isocinéticas que levaram ao estabelecimento de uma relação hiperbólica para músculos de várias espécies artificialmente activados (Close, 1972), bem como para músculos humanos voluntariamente activados (Ralston *et al.* 1947, 1949; Wilkie, 1950).

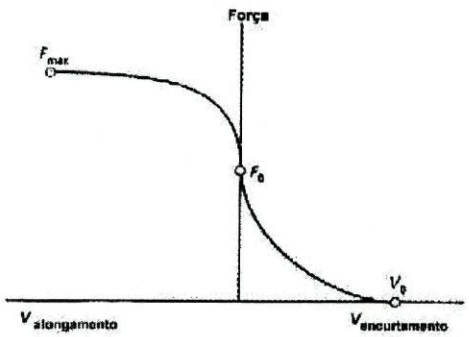


Figura 5.12. Representação da relação *FV* do músculo. Distinguem-se três regimes de funcionamento do músculo: excêntrico, durante o alongamento onde os níveis de força são superiores, isométrico, em F_0, ou seja, quando a curva intercepta o eixo da força e concêntrico durante o encurtamento muscular.

O estudo desta relação exige que um dos parâmetros seja controlado (variável independente) enquanto outro é medido. A sobrecarga é controlada em contracções isotónicas, e a velocidade em execuções isocinéticas (Mactinosh e Holash, 2000). A forma geral da representação gráfica da relação entre a força e a máxima velocidade de contracção muscular foi descrita por Grasser e Hill (1924) e por Levin e Wyman (1927). Fenn e Marsh (1935) foram os primeiros que matematicamente descreveram a relação entre a força e a velocidade de encurtamento, mas Hill (1938) propôs a equação hiperbólica habitualmente usada para a descrever.

$$(P+a).(v+b) = b.(P_0+a) = \text{constante} \qquad (5.13)$$

onde P é qualquer força, v é a velocidade de contracção correspondente à força P, P_0 é a máxima força isométrica no comprimento óptimo do músculo, e a e b são constantes (se bem que estritamente falando, a . P_0^{-1} e V_0^{-1} são constantes).
Outra forma de escrever a mesma equação seria:

$$F_{vel} = \frac{F_{\max} b + a V_{CE}}{V_{CE} - b} \qquad (5.14)$$

onde F_{max} representa a máxima força isométrica, V_{CE} a velocidade de encurtamento do músculo e *a* e *b* as constantes de Hill.

Na primeira equação é definida a relação entre a força e velocidade de tal maneira que a força máxima isométrica e a máxima velocidade (V_0) de encurtamento (sem carga) são identificadas como intercepção dos respectivos eixos. Graficamente é possível observar o impacto que a variação da força isométrica tem na máxima velocidade de encurtamento e a . P_0^{-1} na FV e potência-velocidade. As constantes a e b são determinantes para o grau de curvatura, que é dada pela razão a . P_0^{-1}, e que é equivalente a b . V_0^{-1}. Essas constantes, a e b, devem ser escolhidas de modo que a função ajuste os dados experimentais. Idealmente as medidas da propriedade FV dos elementos contrácteis devem ser realizadas a um comprimento específico da fibra muscular bem como de activação, enquanto a velocidade do músculo é constante (Böhm, 2001). Na literatura, os valores de a/F_{max} e V_{max} podem ser encontrados, em vez de b. Igualando F_{vel} a 0, na equação acima apresentada a V_{max} pode ser obtida pela seguinte equação:

$$V_{\max} = b\frac{F_{\max}}{a} \qquad (5.15)$$

Por outro lado, os valores dos parâmetros da relação FV (força isométrica, máxima velocidade de encurtamento, e grau de curvatura) são afectados pelas diferentes circunstâncias e condições fisiológicas, tais como: a arquitectura muscular, incluindo a PCSA, comprimento muscular, ângulo de inclinação das fibras, e configuração anatómica da articulação (Macintosh e Holash, 2000). Factores adicionais que afectam esta relação incluem o comprimento do sarcómero, composição e tipo de fibra muscular, nível de activação, e fadiga muscular. Os movimentos humanos realizados com o máximo esforço são determinados pela relação FV dos músculos específicos envolvidos. Esta relação é um dos principais limitadores dos movimentos multiarticulares que normalmente correspondem às diversas formas de locomoção.

Quando totalmente activado, o tecido muscular é sujeito a uma tensão constante, observando-se uma resposta bifásica que compreende uma fase inicial de encurtamento e uma fase subsequente de manutenção desse encurtamento. O

comprimento do músculo em que termina o encurtamento corresponde ao comprimento em que a força pode ser mantida em estado de equilíbrio (i.e., como especificada pela contracção isométrica a relação *FL* quando act(t) = 1) (Abbot e Wilkie, 1953; Bahler *et al.*, 1968).

Para vários comprimentos de trajectória obtidos pela sujeição do músculo a diferentes tensões, uma relação empírica pode ser construída para qualquer comprimento L^{MTC} onde $0.5L_0^M<L^{MTC}<1.5\ L_0^{MTC}$ (Partridge e Benton, 1981; Bahler *et al.*, 1968). O facto das trajectórias do comprimento observadas poderem ser bem descritas pela integração das expressões invertidas velocidade força (Bahler *et al.*, 1968; Matsumoto, 1967), suporta o uso da relação força comprimento velocidade (FLV) para modelar as necessidades do músculo. Finalmente, no comprimento óptimo da fibra L_0^M, a máxima velocidade de encurtamento (V_{max}) pode ser definida para a relação *FV* (Hill, 1938). Nesta velocidade V_{max}, o músculo não é capaz de suportar qualquer tensão, mesmo quando totalmente activado.

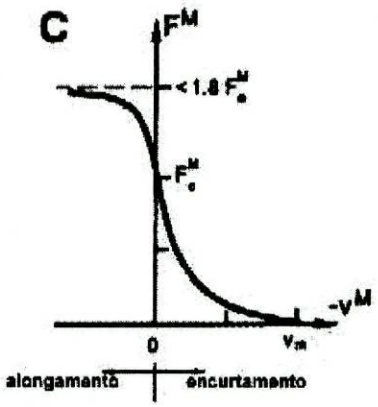


Figura 5.13. Representação gráfica da relação *FV* de um músculo totalmente activado, quando as fibras estão no seu comprimento óptimo. O valor limite na produção de força é de 1.8 vezes a força máxima isométrica F_0^M (Zajac, 1989).

Quando as relações empíricas FV são construídas para comprimentos $L^M<L_0^M$, a velocidade na qual nenhuma tensão pode ser suportada, (i.e., a velocidade de intercepção do eixo) é obtida por extrapolação, por ser menor que V_{max} (Abbot e Wilkie, 1953; Hatcher e Luff, 1986). A questão da invariância da velocidade de intercepção do eixo por L^M e a act(t), talvez, é difícil de resolver porque uma condição de ausência de força/carga (i.e., $F^M=0$) é difícil de obter, e a sensibilidade da velocidade à força é grande próximo de $F^M=0$ (Zajac, 1989). Muitos investigadores que modelam o músculo para estudar a coordenação, assumem que a velocidade de intercepção do eixo é constante (Audu e Davy, 1985; Hatze,

1977, Pierrynowski e Morrison, 1985) outros assumem que a intercepção decai com o comprimento e a activação (Winters e Stark, 1985; Hof e Van den Berg, 1981). Segundo Böhm (2001) parece haver uma descontinuidade na curva FV através do ponto isométrico.

O padrão da curva FV determina a potência mecânica de saída (F^{MTC} .- v^{MTC}) que o músculo activo liberta. Durante o encurtamento muscular o músculo liberta potência (potência de saída é positiva), sendo o pico de potência de saída obtido quando o encurtamento muscular se situa aproximadamente a 0.3 V_{max} (Hill, 1938; Woledge *et al.*, 1985). Quando se realiza uma tarefa motora que requeira a propulsão absoluta, claramente alguns músculos devem encurtar durante algum do tempo nessa tarefa. Contudo muitas tarefas necessitam da absorção absoluta da energia potencial e cinética dos segmentos corporais. A única via pela qual a energia segmentar do corpo pode ser dissipada é pela absorção da energia pelo músculo, assumindo que as perdas por atrito no joelho, tendões, e em qualquer parte do corpo, bem como no contacto com a superfície entre o corpo e os objectos externos são negligenciados (Zajac, 1989). Assim, o músculo deve alongar enquanto estiver sob tensão para absorver potência. Mas se as fibras musculares alongarem muito depressa podem lesionar-se (McCully e Faulkner, 1986).

Outro aspecto da relação FV dos músculos esqueléticos, pouco estudada e compreendida, refere-se às contracções excêntricas, i.é., quando a carga a vencer pelos músculos excede a máxima força isométrica do músculo quando activado. A forma da curva FV durante o alongamento é também importante para a simulação do movimento. Infelizmente há muito poucos trabalhos onde o pico de força isométrica foi aplicado ao tecido muscular (Zajac, 1989). Experiências isotónicas mostraram que quanto maior a tensão aplicada, mais rapidamente o músculo se alonga. Qualitativamente pode ser dito que quando um músculo é alongado forçadamente, a uma dada velocidade, os músculos produzem uma força de travagem, que se torna maior a maiores velocidades, até um ponto limite, além do qual não são observados aumentos nas forças (Westing e Seger, 1989). O valor absoluto desse limite de velocidade é menor que a máxima velocidade de encurtamento (Katz, 1939). O aumento na força em alongamentos lentos é seis vezes superior (Katz, 1939) do que o decréscimo na força, associada à correspondente velocidade de encurtamento. Ainda segundo o mesmo autor, o valor da assimptota da força atingida é 1.8 a 2 vezes a força máxima.

O modelo de Hill (1938) foi formulado num contexto que contemplava somente contracções concêntricas, pelo que não existe uma equação *standard* para contracções excêntricas. Assim, a equação de Hill (5.14) formulada para contracções concêntricas, é extensível para contracções excêntricas usando um outro conjunto de parâmetros, os quais serão apresentados posteriormente.

As pesquisas até agora realizadas sobre a coordenação muscular recorreram a padrões idênticos da curva FV. Segundo Zajac (1989), as assunções a que usualmente se recorre são:

(i) A relação FV escala com o comprimento e activação de uma ou duas maneiras (i.e., ambas as velocidades de intercepção do eixo permanecem constantes sob todas as condições ou diminuem com act(t) e L^M;

(ii) não se considera nenhuma discontinuidade no declive em F_0^M, apesar das experiências e a teoria das pontes cruzadas sugerirem a sua existência (Huxley, 1974; Hill, 1938; Katz,1939).

(iii) em instante algum a curva FV é afectada por eventos precedentes, pese embora seja conhecido que o pré-alongamento faça com que o tecido muscular subsequentemente encurte mais rapidamente (Cavagna *et al.*, 1968; Edman *et al.*, 1978).

5.3.4.2.1.1 Contracções concêntricas

Na literatura são abundantes os valores para os parâmetros *a* e *b* que descrevem a equação de Hill para contracções concêntricas (equação 5.14), relacionando força e velocidade. Contudo, provavelmente só os valores obtidos por Chow e Darling (1999) foram medidos com variação do nível de activação. O ajustamento da relação entre a equação de Hill e o nível de activação foi obtido por ajustamentos através de polinómios de 2º grau.

$$a(act) = -0.0089(act - 94.2)^2 + 59.3 \qquad (5.16)$$

$$b(act) = -0.0147(act - 70.3)^2 + 72.0 \qquad (5.17)$$

O estado de activação (act) $\in [0,1]$. Conhecendo a e b a força pode ser calculada através da seguinte expressão

$$F_{vel} = \frac{F_{\max} b(act) + a(act) V_r}{V_r - b(act)} \qquad (5.18)$$

onde

V_r : $V_r = \frac{v_{CE}}{v_{\max}}$ (velocidade dos CE em função da $V_{max)}$,), $V_r \leq 0$

V_{max} : Velocidade máxima dos CE quando act = 1.

F_{vel} : Força do CE no comprimento óptimo normalizado em relação a F_{max}.

A equação acima apresentada é usada para controlar o modelo em conjunto com o estado de activação (act(t)). Como nesta equação Chow e Darling (1999) incluem a activação, a sua variação permite-nos obter todas as curvas *FV* para os diferentes níveis de activação. Esta equação descreve a velocidade concêntrica normalizada em relação à máxima velocidade de encurtamento V_{max}. Para determinar o valor absoluto da velocidade, V_{max} tem de ser determinada. Essa V_{max} varia em função da arquitectura muscular i.e. ângulo de inclinação das fibras, comprimento das fibras e distribuição das fibras (Böhm, 2001).

5.3.4.2.1.2 Afectação da relação FV pela alteração de alguns parâmetros em contracções concêntricas (e excêntricas)

Recorrendo a representações gráficas teóricas apresentadas por Macintosh e Holash (2000), é possível observar o impacto que a variação da força isométrica, máxima velocidade de encurtamento e a . P_0^{-1}, em contracções concêntricas, tem na relação FV e potência-velocidade.

A alteração da máxima força isométrica, mantendo constante a máxima velocidade de encurtamento e a . P_0^{-1} pressupõe que a normalização da curva seja efectuada em relação a máxima força isométrica da melhor execução (figura 5.14).

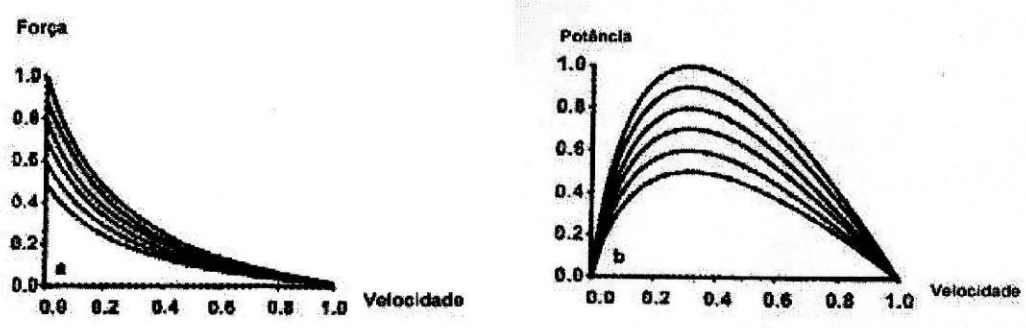


Figura 5.14. Afectação da curva FV (a) e potência-velocidade (b) em função da variação dos valores da força máxima isométrica (Macintosh e Holash, 2000).

As diferenças na máxima força isométrica são devidas principalmente às diferenças na secção transversal miofibrilar dos músculos representados; observa-se uma redução na potência mecânica, como consequência da diminuição da força, permanecendo constante a velocidade óptima.

Uma variação da velocidade de encurtamento mantendo constante P_0 e $a.P_0^{-1}$, implica que a normalização se efectue em relação ao valor absoluto da máxima velocidade de encurtamento do músculo mais rápido.

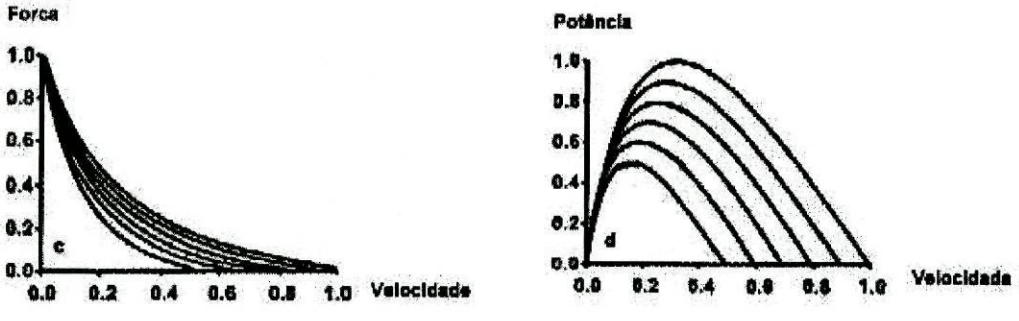


Figura 5.15. Afectação da curva FV e potência-velocidade em função da variação dos valores da velocidade de encurtamento muscular (adaptado de Macintosh e Holash, 2000).

As variações da velocidade máxima são devidas fundamentalmente ás diferenças no tipo de fibras ou no comprimento das fibra muscular. No que se refere à potência, é notório que a diminuição de V_0 resulta numa redução proporcional do pico de potência e na velocidade óptima.

Para situações onde se observem alterações no grau de curvatura da relação FV mantendo constante P_0 e V_0, foram referidas grandes variações nos valores de a . P_0^{-1} (Baratta *et al.*, 1995a).

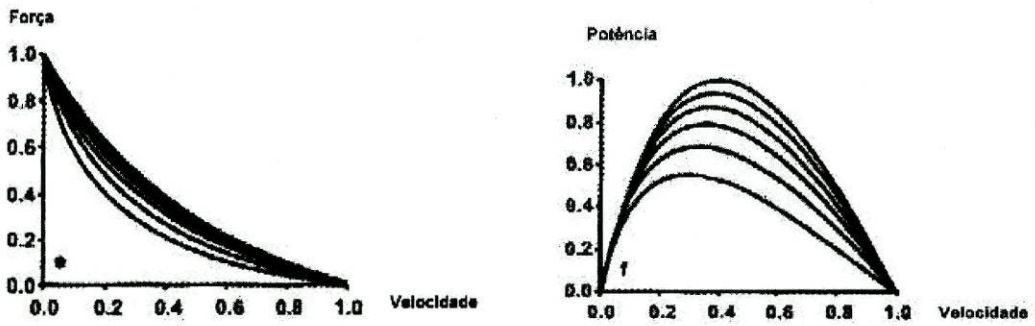


Figura 5.16. Afectação da curva FV e potência-velocidade em função da variação dos valores dos parâmetros a.P_0^{-1} de encurtamento muscular (adaptado de Macintosh e Holash, 2000).

Estas variações podem ser consequência da distribuição da fibra muscular, ou das condições de medição, incluindo a temperatura, fadiga e tipo de contracção. O impacto das alterações de a . P_0^{-1} na potência mostra que qualquer diminuição daquele parâmetro resulta num menor pico de potência e numa mudança da velocidade óptima para uma menor velocidade de contracção.

As situações referidas reportam-se a casos gerais, i.é. quando a força e velocidade são representadas relativamente aos seus valores máximos. Quando são expressos em relação ao valor absoluto (newtons, $cm.s^{-1}$) várias características da estrutura muscular podem influenciar os parâmetros da relação FV e correspondente potência velocidade. Na continuação faremos uma pequena revisão sobre algumas das características mais importantes da arquitectura muscular que afectam a relação FV.

5.3.4.2.1.3 Inclinação das fibras

Um outro aspecto que afecta esta relação é o ângulo de inclinação das fibras, já que uma maior inclinação das fibras pressupõe maior PCSA, mais força, fibras mais curtas com menos sarcómeros em série e, consequentemente, menor velocidade máxima absoluta. Segundo Spector (1980), o ângulo de inclinação também afecta directamente a velocidade de encurtamento do músculo. Uma dada alteração do comprimento da fibra muscular traduz-se num menor encurtamento para músculos com maiores ângulos de inclinação. No entanto, Zuurbier e Huijing (1993) afirmam que esta discrepância pode ser parcialmente compensada por um aumento do ângulo de inclinação durante a contracção muscular.

5.3.4.2.1.4 Configuração anatómica da articulação

A configuração anatómica da articulação e a arquitectura muscular influenciam a curva FV pelo facto dos pontos de inserção musculares determinarem uma maior ou menor excursão dos tendões e, consequentemente, os momentos articulares e velocidades angulares produzidos. A implicação subjacente a esta questão é que uma velocidade linear constante de encurtamento muscular produzirá uma alteração na velocidade angular à medida que a articulação se move dentro da sua gama de movimento.

5.3.4.2.1.5 Distribuição das fibras

Relativamente à influência da distribuição das fibras na relação FV, é de notar que os músculos que apresentam uma grande percentagem de fibras rápidas têm uma superior velocidade máxima de encurtamento.

A máxima velocidade de encurtamento foi determinada em vários estudos (Chow e Darling, 1999). Alguns autores descrevem-na em rad/s outros em comprimento de fibra/s. Dado o braço do momento, comprimento óptimo de fibra (L_{CEopt}), e ângulo de inclinação (Pa), a máxima velocidade de encurtamento pode ser calculada ao longo da direcção da fibra muscular em comprimento de fibra/s. No presente estudo recorremos aos valores normalizados das equações 5.16 e 5.17 descritas por Chow e Darling (1999). O valor absoluto da velocidade de fibra (14 comprimento óptimo de fibra/s) foi assumido por nós como estimado por Herzog e Epstein (1999) para os músculos extensores dos joelhos.

A dependência para o tipo de fibra foi considerada no modelo escalando a máxima velocidade dos elementos contrácteis com a percentagem das fibras rápidas (FTF_{muscle}), comparado com o valor médio dos músculos do joelho, vastus e rectus (FTF_{knee}), tal como em Böhm (2001).

Foi também considerada a velocidade máxima nos músculos com fibras longas, escalando-a com o comprimento óptimo L_{CEopt} do músculo a ser simulado.

O efeito do ângulo de inclinação na velocidade de encurtamento dos elementos contrácteis foi considerado pela projecção da componente de fibra com o cos (Pa).

$$V_{\max,muscle} = 14 \frac{FTF_{muscle}}{FTF_{knee}} \frac{L_{opt,muscle}}{L_{opt,knee}} \frac{\cos(Pa_{muscle})}{\cos(Pa_{knee})} \qquad (5.19)$$

Quadro 5.4. Velocidade Máxima dos CE ($V_{máx}$) determinada, pela equação 5.19 através dos parâmetros Pa e L_{CEopt} e FTF. Os parâmetros F_{max}, Pa e L_{CEopt} foram obtidos de Winters (1990), foram posteriormente optimizados para ajustar os momentos articulares resultantes descritos no ponto 5.3.4.1.

Músculo	$F_{máx}$ (N)	L_{CEopt}(cm)	FTF%	Pa(°)	$V_{max}(L_{CEopt}/s)$
Gastrocnemius	1404	5.2	50	14	12.9
Soleus	4045	4.7	30	24	7.3
Tibialis Anterior	1343	8.2	28	7	7.4
Rectus	1917	7.6	55	12	13.7
Vastus	6925	7.7	52	9	14.3
Isquiotibiais	1680	11.2	50	9	13.2
Gluteus	3683	13.6	50	5	13.3
Iliopsoas	1879	11.0	50	7	13.1
flexores mão	168	5.3	55	9	9.1

5.3.4.2.1.6 Contracções excêntricas

Tal como já foi referido no ponto 5.3.4.2.1 a equação de Hill para contracções concêntricas é também usada com um declive inverso para descrever a relação *FV* em contracções excêntricas (Böhm, 2001).

$$F_{vel} = \frac{c1 + c2\,V_r}{V_r - c3} \qquad (5.20)$$

V_r : velocidade das componentes contrácteis em função de V_{max} >0

F_{vel} : força dos elementos contrácteis no comprimento óptimo de fibra normalizado em relação a $F_{máx}$.

Seguindo os passos descritos por Böhm (2001), os parâmetros c1, c2, e c3 foram determinados em função de pressupostos idênticos para as equações 5.18 e 5.20 em torno de toda a extensão da velocidade dos elementos contrácteis:

1. Ambas funções são contínuas em V_{CE}=0;
2. O declive em V_{CE}=0 aumenta de velocidades positivas para negativas por um factor de 2 (sf=2). Este factor foi estabelecido devido ao aumento da força em função do alongamento muscular, o que será descrito na secção seguinte;
3. A assimptota da força em velocidades excêntricas é 1.6 vezes da F_{max}(af=1.6). Este factor é inferior aos valores de 1.8 a 2 vezes F_{max} apresentados por Katz (1939). Considerando uma melhoria adicional da força devido ao alongamento muscular a força excêntrica pode ser superior a 1.6 vezes a máxima força isométrica.

Tendo em conta os pressupostos acima enumerados os parâmetros c1, c2, e c3 podem ser determinados como se segue:

$$c2 = -af\,act \tag{5.21}$$

$$c3 = \frac{b}{sf}\frac{act + c2}{act + a} \tag{5.22}$$

$$c1 = act\,c3 \tag{5.23}$$

e foram usadas para calcular a propriedade *FV* para velocidades positivas.

5.3.4.2.2 Vias para estudar a propriedade Força Velocidade

Como já referimos anteriormente, a via para estudar a relação *FV* implica o controlo de um dos parâmetros (força ou velocidade), medição da variável dependente, qualquer que seja a variável controlada, e a activação constante (habitualmente máxima) do processo contráctil. A determinação da relação *FV* necessita que as medições sejam obtidas para várias contracções. Cada contracção dará origem a um ponto no gráfico da relação FV. O estudo desta relação pode ser realizado em diferentes níveis de organização (*in vitro, in situ, in vivo*).

Dos níveis acima apresentados abordaremos fundamentalmente algumas considerações sobre os estudos *in vivo*. Estudar a relação FV de um músculo mantendo-o intacto no corpo não é uma tarefa simples. Frequentemente os estudos apresentam mais a relação momento velocidade angular, do que a relação FV que requer uma determinação do braço do momento, comprimento da fibra, e ângulo de inclinação das fibras, dos músculos participantes. Os princípios destas relações são comparáveis. Se a velocidade de encurtamento do músculo não é medida, então a verdadeira relação FV é desconhecida. Este problema pode ser relativamente superado através da estimativa do encurtamento do músculo, usando princípios da biomecânica, mas para tal é necessário fazer várias assunções. Um aspecto importante quando se estuda esta relação é saber o nível de organização e o tipo de contracção muscular. O tipo de contracção refere-se à forma de regulação que é usada. Tipicamente controla-se a carga (contracções isotónicas) ou velocidades (contracções isocinéticas).

5.3.4.2.3 Melhoria da força após o alongamento

Outro fenómeno muscular difícil de modelar através de modelos do tipo Hill, é a melhoria da força após o alongamento (Edman *et al.*, 1978; Winters e Woo, 1990). Como foi referido no início desta secção não era um aspecto que constasse nos postulados iniciais do modelo de Hill.
A potenciação da força após o alongamento do músculo é observável tipicamente na porção descendente da relação força comprimento (Edman, 1978; Morgan, 2000) e, esta porção foi associada a instabilidade do sarcómero (Hill, 1953; Zahalak, 1997).

A importância do pré-estiramento para a prestação muscular humana é indicada pela frequência com que os movimentos são precedidos por um contramovimento em alongamento (Shorten, 1987). Como já foi referido, os saltos, lançamentos e corridas, fazem apelo ao CAE e nele encontram uma forma de usar positivamente a energia elástica armazenada nos músculos e tendões em actividade. Ao contrário, actividades como a natação, remo e ciclismo, apesar de serem repetitivos por natureza, não incluem normalmente um alongamento activo significativo dos principais grupos musculares durante a tarefa. A recuperação é passiva e os músculos encurtam em contracção concêntrica directamente para o estado de relaxamento (Shorten, 1987). Sem um alongamento activo precedido de uma contracção concêntrica, o resultado será mais dependente das propriedades musculares contrácteis do que das elásticas.
A melhoria da prestação nos saltos está significativamente correlacionada com a velocidade do movimento de pré-estiramento e a brevidade do atraso entre o alongamento excêntrico e a contracção concêntrica (Bosco *et al.* 1981).
No que concerne à potenciação da força na porção descendente da relação *FL*, poderíamos avançar com a explicação que se segue. Durante o alongamento do músculo, é assumido que alguns sarcómeros apresentam um estiramento inferior à média, enquanto outros denotam um alongamento superior (Herzog e Leonard, 2003). Os sarcómeros menos alongados que a média são mais fortes que um sarcómero comum, devido ao declive da relação *FL*. Os sarcómeros que estão mais estirados do que a média transformam-se em fracos inicialmente, entretanto são "surpreendidos/apanhados" pela força passiva do músculo, e são alongados até que um equilíbrio de força seja estabelecido entre o sarcómeros curtos e longos (Herzog e Leonard, 2003). Esta força de equilíbrio é maior que a força

esperada no comprimento médio do sarcómero e, assim, este mecanismo pode ser considerado na potenciação da força após o alongamento do músculo.
Contudo, ainda de acordo com Herzog e Leonard (2003), a não uniformidade do sarcómero por si só não parece ser suficiente para explicar a potenciação da força observada nesta porção da relação *FL*. A força passiva desempenha um importante papel nos correspondentes comprimentos óptimos do músculo e na porção descendente da relação *FL*.
Por outro lado, a força total residual de potenciação apresenta duas componentes: uma activa e outra passiva. A contribuição absoluta e percentual da componente activa da potenciação diminui enquanto a correspondente parte passiva aumenta com o aumento da magnitude do alongamento.

A melhoria na força pode variar até 1.8 vezes a F_{max} isométrica (Katz, 1939). Tendo em conta este aspecto, o alongamento muscular deve ser incluído no modelo. A este respeito, Böhm (2001) verificou que, simulando o salto de profundidade a pés juntos, sem considerar o alongamento muscular e a consequente melhoria da força muscular dos elementos contrácteis, não foi possível atingir alturas idênticas às obtidas pelos atletas no estudo experimental efectuado por Arampatzis *et al.* (2001) Para os propósitos da modelação e, pelas observações experimentais, devem ser assumidas quatro propriedades para simulação da melhoria da força após o alongamento:

1. Um aumento linear da força com a amplitude do alongamento até ao máximo de 1.6 vezes a força máxima isométrica sem alongamento;

$$\frac{dpot_1}{dt} = \alpha.act_i.\left(\frac{V_{CE}}{V_{CEopt}}\right) \qquad \alpha \approx 10 \qquad (5.24)$$

onde

α : constante de ganho, cujo valor é aproximadamente de 10,
act : activação
V_{CE} : velocidade dos elementos contrácteis
pot: potenciação, factor de ganho

2. Decréscimo exponencial da potenciação, na fase de manutenção isométrica após o alongamento (Cook, McDonach, 1995), que pode ser descrita pela equação diferencial

$$\frac{dpot_2}{dt} = -\delta.pot \qquad \delta \approx 1.9 \qquad (5.25)$$

onde

δ : representa o factor de decaimento de 1.9, de acordo com os dados de Cook e McDonach (1995).

3. Tendo uma determinada potenciação após o alongamento, um encurtamento súbito reduzirá rapidamente o crescimento uma vez que existirá uma depressão da força após o encurtamento (Herzog e Epstein, 1998),

$$\frac{dpot_1}{dt} = -\beta.\left(\frac{V_{CE}}{V_{CE\max}}\right) \qquad \beta \approx 4 \qquad (5.26)$$

em que β consiste no factor de decaimento de 4, o que significa que a potenciação verifica-se somente nos primeiros instantes da fase concêntrica.

4. Herzog e Epstein (1998), sugerem que a potenciação é realizada mais pelo aumento da força média produzida pelas pontes transversas, do que pelo aumento do número de locais de produção de força. Isto implicitamente sugere que é proporcional ao número de locais de produção de força e do estado de activação de cada músculo.

Tendo em conta as condições acima apresentadas, podem ser escritas as equações parcelares que descrevem o fenómeno da potenciação para cada um dos diferentes regimes de contracção muscular como,

$$pot_1(i) = pot_1(i-1) + \alpha\ \Delta t\ act\ V \qquad \text{regime excêntrico} \quad (5.27)$$

$$pot_1(i) = pot_1(i-1) - \beta\ \Delta t\ V \qquad \text{regime concêntrico} \quad (5.28)$$

$$pot_2(i) = pot_2(i-1) - \delta\ \Delta t\ pot(i-1) \qquad \text{regime isométrico} \quad (5.29)$$

Assim, a equação geral da potenciação, que resulta da soma das parcelas acima apresentadas, pode ser escrita como sendo,

$$pot = \min\left[1 + \max\left(pot_1 + pot_2, 0\right), pot_\max\right] \qquad pot_\max \approx 1.6 \qquad (5.30)$$

No algoritmo que se segue, as quatro condições estão incluídas de modo a obter o aumento da força apôs o alongamento. Assim substituindo na equação geral as partes e, recorrendo ao método de diferenças finitas, obtém-se:

Contracção excêntrica ($V_{CE}>0$):

$$pot(i) = \min[\max(pot_{i-1}(1-\delta\,\Delta t) + \alpha\,\Delta t\,act_i\,V_i, 0), 0.6] \quad pot\max \approx 1.6 \quad (5.31)$$

Contracção concêntrica ($V_{CE}\leq 0$):

$$pot(i) = \min[\max(pot_{i-1}(1-\delta\,\Delta t) + \beta\,\Delta t\,act_i\,V_i, 0), 0.6], \quad (5.32)$$

onde:

pot: factor do aumento na equação 5.38 para calcular a força dos elementos contrácteis;

i: Calculo do tempo dos passos $i \in N$. Tempo de simulação é $t = i\Delta t.$;

Δt: variação de tempo entre cada passo i.

Na equação acima apresentada, a potenciação num dado instante de tempo depende da potenciação num instante anterior, de um factor de melhoria escolhido de tal forma que não exceda 1.6.

Böhm (2001) escolhe uma equação que depende explicitamente do comprimento e devido a problemas de natureza matemática, i.e., o facto de na citada equação geral aparecer um mínimo e um máximo, o que sugere dificuldades na derivação, eliminou estes parâmetros e introduziu uma variável designada de *cf*, dependente de um factor de ganho e da variação de tempo. (equação 5.33)

$$pot(i) = pot(i-1) + cf\,(\frac{L_{CE}(i)}{L_{CEopt}})\,act(t) - df\;pot(i-1)\,\Delta t \quad (5.33)$$

Como se pode verificar na equação acima apresentada, a potenciação é obtida através de diferenças finitas.

No nosso estudo foi escolhida uma função com dependência explícita na velocidade mas implícita na posição.

$$\frac{dpot}{dt} = \alpha\,V\;act \lhd\approx\rhd \frac{pot_i - pot_{i-1}}{\Delta t} = cf\,V_i\;act = \left(cf\,\frac{V_i + V_{i+1}}{2}\right) act \quad (5.34)$$

Como se pode observar, tendo em conta o resultado anterior, concluímos que a potenciação no novo instante é igual à potenciação no instante anterior mais um factor de ganho pela velocidade:

$$\begin{aligned} pot_i &= pot_{i-1} + cf\, V_i\, \Delta t\, act \\ pot_{i-1} &= pot_{i-2} + cf\, V_{i-1}\, \Delta t\, act \end{aligned} \tag{5.35}$$

que resulta em:

$$pot_i = act\, cf \int_{t=0}^{t_i} V_{(t)}\, dt = cf\, act\, (x_i - x_0) = cf\, act\, L \tag{5.36}$$

De acordo com o resultado acima obtido, a potenciação, ao contrário do afirmado por Cook e McDonach (1995), depende da velocidade e da posição porque, em última instância, ambas têm uma dependência no tempo, pelo que estão interligadas.

Para concluir a abordagem dos aspectos relacionados com a potenciação, gostaríamos de abordar a razão pela qual seguimos determinados procedimentos na sua modelação.

Sublinhe-se que a descrição deste elemento não contempla a dinâmica do tendão, entenda-se a relação $(F\ V)_{SEE}$ fundamentalmente porque, embora exista abundante informação na literatura sobre a relação $(F\ L)_{SEE}$, nomeadamente a *toe region*, rigidez da zona linear etc., tal não acontece para o seu comportamento dinâmico. Põe-se em evidência a necessidade de desenvolver futuramente estudos que forneçam informações a esse respeito.

Relativamente à potenciação importa esclarecer a sua proveniência e/ou os mecanismos que lhe estão associados nas suas diferentes manifestações. A análise da literatura permite distinguir os seguintes mecanismos: (i) o associado com o reflexo miotático, pré-activações e activações variáveis (Komi, 2000); (ii) o *charge transfer* resultante do balanço electroquímico de electrões (Hatze, 1990), (iii) o relacionado com a instabilidade dos sarcómeros (Herzog e Leonard, 2003), (iv) o mecanismo paralelo (Wang, 1979) e, (v) a interacção entre o tendão e o elemento contráctil e a transferência de energia (Cavagna *et al.*, 1965);

Do acima exposto conclui-se que a potenciação é resultado de diversos mecanismos sendo o mais relevante o associado com a interacção entre o tendão e o elemento contráctil. No entanto a rotina de implementação da potenciação refere-se não a este último mas aos restantes mecanismos ou seja a aquelas relacionadas com aspectos electroquímicos e musculares da contracção muscular, cuja dinâmica é regulada pelos parâmetros $\alpha, \beta\ e\ \delta$ das equações (5.24, 5.25, e

5.26). O mecanismo primário de potenciação MTU-SEE é considerado explicitamente na simulação, pela interacção directa entre os dois tecidos.

5.3.4.2.4 Força Comprimento Velocidade

Idealmente, as medições das propriedades FV são realizadas no mesmo comprimento de fibra, sendo a propriedade força comprimento obtida sob condições isométricas com a velocidade de fibra igual a zero. O facto das trajectórias do comprimento observadas poderem ser bem descritas pela integração das expressões invertidas velocidade força suporta o uso da relação força comprimento velocidade para modelar as necessidades do músculo (Bahler et al., 1968; Matsumoto, 1967). Ainda segundo o mesmo autor, o produto da função força comprimento (equação 5.12) com a função FV concêntrica (equação 6.10) e a excêntrica (equação 5.20) obtemos:

$$F_{CE} / F_{\max} = F_{len}(L_{CE}) F_{vel}(V_{CE}) \qquad (5.37)$$

que conduz a uma área tridimensional (Figura, 5.17).

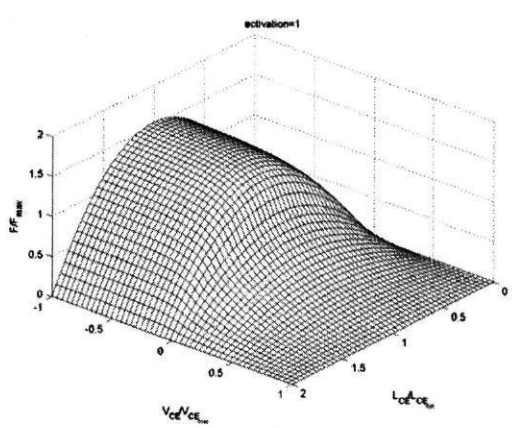


Figura 5.17. Propriedade Força-Comprimento-Velocidade para uma activação máxima

Com a introdução da activação na curva FV é possível obter, para além da máxima activação, a relação força comprimento velocidade para qualquer nível de activação, contrariamente ao estabelecido por Hill que é valida para contracções isométricas máximas.

No modelo, a força produzida pelos elementos contrácteis é calculada multiplicando a função força comprimento ($0 \leq F_{len} \leq 1$) com a função *FV* ($0 \leq F_{vel}$

≤1.6) que resulta na equação apresentada a continuação. A melhoria da força devido ao alongamento prévio também é considerada como factor (1 + pot) com (0≤ pot ≤0.6) (Böhm, 2001):

$$F_{CE} / F_{\max} = (1 + pot(t, L_{CE}))F_{len}(L_{CE})F_{vel}(V_{CE}, act(t)) \qquad (5.38)$$

A partir dos valores de Winters (1990) referentes a PCSA, foi determinada a força máxima isométrica e um valor médio da força por unidade de área de 43 N/cm^2:

$$F_{\max,muscle} = 43 PCSA_{W\,int\,ers} \frac{Ms_{mod\,el}}{Ms_{W\,int\,ers}} \frac{Ls_{W\,int\,ers}}{Ls_{mod\,el}} \qquad (5.39)$$

5.3.5 Elementos elásticos em paralelo

Os elementos elásticos em paralelo (PEE) são as estruturas em paralelo com os elementos contrácteis, i.e. tecido conectivo em redor das fibras e fascículos. Böhm (2001) verificou que calculando a curva *FV* dos músculos na máxima força isométrica na gama definida de variação articular que não é completamente usada no salto de profundidade, as forças musculares estão principalmente localizados na porção ascendente da curva força comprimento. Wilkie (1988) verificou que o comprimento teórico predito em que os PEE contribuem para a variação da força para diferentes músculos na rã se situa entre 80 e 160% do L_{CEopt}. Isto implica que as propriedades dos PEE devem ser calculados para cada músculo individualmente.

Quando o comprimento relativo dos elementos contrácteis aumenta acima de140% do seu comprimento óptimo a força aumenta numa forma parabólica, sendo que, a 50% da deformação, é atingida a máxima força isométrica. A equação que se segue calcula essa força:

$$F_{PEE} = K_{PEE}(\max(L_{PEE} - L_{PEEslack}, 0))^2 \qquad (5.40)$$

onde a F_{PEE} representa a força do elemento elástico em paralelo, max o máximo, L_{PEE} o comprimento do elemento elástico em paralelo e $L_{PEEslack}$ o comprimento do elemento elástico em paralelo no ponto onde começa a desenvolver força,

com o factor constante:

$$K_{PEE} = \frac{strain_{PEE} F_{\max}}{L^2_{CEopt}(width + 1 - L_{PEEslack})^2} \qquad (5.41)$$

com a deformação $strain_{PEE}$=0.5 e $LPEE_{slack}$ =1.4 L_{CEopt}.
Neste estudo os PEE não foram modelados para evitar problemas computacionais com os elementos contrácteis de grande comprimento.

5.3.6 Elementos elásticos em série

Na actualidade, a elasticidade muscular tem sido determinada in vivo através da ultrasonografia. Através deste método, o alongamento dos elementos em série, é medido durante a máxima contracção isométrica, seguindo o ponto de inserção da fibra na aponevrose (Fukashiro *et al.*, 1995). Esse procedimento será descrito pormenorizadamente nos pontos 5.3.7 e 5.3.7.1.
No modelo muscular, a curva força comprimento dos SEE passivos são descritos por um polinómio de segunda ordem

$$F_{SEE} = K_{SEE} \max[L_{SEE} - L_{SEEslack}, 0]^2 \qquad (5.42)$$

onde a F_{SEE} representa a força do elemento elástico em série, max o máximo, L_{SEE} o comprimento do elemento elástico em série e $L_{SEEslack}$ o comprimento do elemento elástico em série no ponto onde o tendão começa a desenvolver força,

com o factor

$$K_{SEE} = \frac{F_{\max}}{(strain_{SEE} L_{SEEslack})^2} \qquad (5.43)$$

A força dos elementos elásticos em série é definida de modo que na máxima força isométrica (F_{max}) a deformação seja de 4.0% ($strain_{SEE}$=0.04). O *slack-length* $L_{SEEslack}$ depende do músculo e é obtida simulando a máxima contracção isométrica do músculo no comprimento óptimo do músculo com a óptima configuração articular do músculo. O comprimento LCEopt de Winters e Woo (1990) e os 4% de deformação foram subtraídos do comprimento músculo tendão para obter $L_{SEEslack}$.

5.3.7 Determinação das propriedades músculo-tendinosas *in vivo* em contracções isométricas: o recurso à ultrasonografia

As estruturas músculo-tendinosas (tendão e aponevrose) são as principais componentes elásticas em série. A maior parte dos elementos elásticos em série localiza-se no tecido tendinoso (Huijing, 1992). Por esta razão, é possível obter algumas das características fundamentais dos elementos elásticos em série a partir do estudo do tendão (Huijing, 1992). Os elementos elásticos em série demonstram as suas necessidades elásticas em diversos movimentos, muito especialmente quando o músculo é activado e, simultaneamente, é alongado antes de uma acção concêntrica (Komi, 1984).

Até ao presente pouca atenção foi dada ao exacto desempenho das estruturas tendinosas durante o exercício humano (Cavagna, 1977). As suas propriedades elásticas têm sido determinadas com base em cadáveres humanos e experiências com animais (Benedict *et al.*, 1968; Woo *et al.*, 1981). É de supor que, provavelmente, as estruturas do tendão *in vivo* difiram substancialmente daquelas dos cadáveres tanto em dimensões como em propriedades mecânicas, devido às diferenças nas espécies, idade e *rigor mortis*. Por outro lado, há uma grande variação individual nas propriedades elásticas das estruturas tendinosas que são desconhecidas na actualidade. Informações das propriedades elásticas das estruturas tendinosas *in vivo* são assim essenciais para o entendimento dos mecanismos do exercício humano. No entanto, o efeito das estruturas tendinosas no resultado dos exercícios realizados, bem como as variações individuais, não foram estudados.

Recentes desenvolvimentos da tecnologia tornaram possível o estudo da dinâmica do MTU *in vivo* com a utilização da ultra-sonografia (Fukashiro *et al.* 1995; Fukunaga *et al.*, 1997; Ichinose *et al.*, 1997; Ito *et al.* 1998; Kawakami *et al.* 1993). As propriedades elásticas das estruturas tendinosas *in vivo,* em humanos, podem ser determinadas através da observação do alongamento do tendão e da aponevrose durante contracções isométricas. A ultra-sonografia em tempo real é, assim, uma técnica que permite obter uma introspecção directa mas não invasiva sobre a elasticidade do tendão durante o movimento humano. Pode-se, então, obter a variação do comprimento do tendão em função da força pela medição da distância percorrida por um dado ponto do tendão durante uma contracção isométrica com o aumento da força. São determinadas igualmente as alterações dos ângulos de inclinação e o comprimento dos fascículos durante a contracção

muscular. Apesar desta metodologia fornecer dados referentes aos fascículos e aponevrose, ela não nos dá informações ao nível da fibra muscular e sarcómero. Por outro lado a utilização da ultra-sonografia para determinar as propriedades músculo esqueléticas *in vivo*, só permitiu até ao momento conhecer esse comportamento em contracções isométricas, não dispondo, até à data, dessas informações para contracções dinâmicas. Como sabemos, as acções desportivas recorrem a acções dinâmicas, pelo que julgamos ser crucial o desenvolvimento de metodologias para este tipo de contracções.

5.3.7.1 Metodologia para determinar as propriedades elásticas das estruturas tendinosas em contracções isométricas

Para a aquisição dos dados que permitirão determinar as características do complexo músculo tendão, este método recorre a um ecógrafo. O transdutor é colocado sobre o músculo perpendicularmente em relação à pele o que permite a visualização dos fascículos e a medição do seu comprimento. A medição do ângulo de um fascículo do ventre do músculo é tomada como referência da angulação de todo o músculo. Assim, os ângulos que o fascículo seleccionado forma com a aponevrose são medidos como ângulos de inclinação (angulação da aponevrose com respeito à linha de acção do músculo não é tomada em consideração). A relação entre o comprimento do fascículo e a força muscular pode ser determinada com base nas informações sobre o ângulo de inclinação dos fascículos, comprimento dos fascículos e os valores previamente comunicados, do comprimento do braço do momento do tendão (Rugg *et al.*, 1990) e secção transversal fisiológica do músculo (Fukunaga, *et al.*, 1992).

5.3.8 Estado de activação

A menor unidade funcional associada à produção de força é a unidade motora. Uma unidade motora é constituída por um nervo (neurónio) motor, ou eferente, e pelo conjunto de fibras por ele enervado. Um músculo pode, assim, ser representado por *n* unidades motoras controladas por *n* nervos originários do SNC. As fibras musculares de cada unidade motora desenvolvem colectivamente uma força *F*, que é quase sempre assumida como a soma das forças de várias unidades motoras para produzir a força muscular total de um dado músculo.

A máxima tensão isométrica que uma fibra muscular pode exercer a um dado comprimento, será proporcional ao seu estado de activação (Hatze, 1981). O estado de activação está associado ao modelo de *Hill* (1938), e foi inicialmente introduzido para avaliar qualitativamente o estado interno do músculo estimulado que é capaz de produzir força e movimento. Todavia, só em 1949 este autor apresentou uma definição explícita (embora controversa) e uma técnica para estimar a dinâmica de excitação-activação (Winters e Woo, 1990). Hill (1949) definiu-a como a tensão que o CE pode produzir, na ausência de alongamento ou encurtamento, após o início da excitação. No entanto, é através de Ebashi e Endo (1968), que definiram o estado de activação como a quantidade relativa de iões Ca^{2+} ligados à troponina, que se chegou a uma assunção conceptual comummente aceite para todos os modelos do tipo Hill (Winters, 1990). Com o aumento da frequência de estimulação e consequente aumento da tensão, aumenta a quantidade relativa de iões Ca^{2+} em direcção à troponina pelo que, quando o número de locais (sítios) dos filamentos expostos aos iões de Ca^{2+} é máximo, a activação (act =1) será máxima (Böhm, 2001; Zajac, 1989). Assim, o estado de activação corresponde ao somatório das unidades motoras recrutadas e da frequência de estimulação.

Tendo em conta os aspectos acima apresentados, efectuaremos uma rápida incursão na dinâmica da contracção do tecido muscular, do ponto de vista mecânico, o que facilitará a compreensão dos aspectos a abordar nas etapas seguintes.

A dinâmica de contracção do tecido muscular pode ser subdividida em dinâmica de activação e contracção dinâmica (Zajac, 1989).

O SNC excita o tecido muscular (excitação neural (u(t))) através de uma activação dinâmica que consiste na transformação da excitação neural (ou artificial) para activação dos elementos contrácteis, produzindo um estado interno de activação - activação muscular - (act(t)) - associado à activação dos iões de Ca^{2+} do processo de contracção – Figura 5.18. Através da dinâmica da contracção muscular são estimuladas as pontes transversas e é desenvolvida a contracção muscular ($F^M(t)$). A activação é assim, o *output* do acoplamento da dinâmica de activação-contracção e o *input* do CE (Winters, 1990).



Figura 5.18. Dinâmica da contracção do tecido muscular. Resultado da excitação neural u(t) que promove a activação dos elementos contrácteis (act(t)), a dinâmica de contracção do complexo músculo-tendão estimula a formação das pontes transversas e consequentemente da produção da força muscular (Zajac, 1989).

Relativamente às estratégias utilizadas pelos diferentes autores para a elaboração do modelo correspondente ao estado de activação, destacamos van Soest (1993) no seu estudo com *squat-jumps* que utilizou uma simulação que consistiu em usar uma constante de activação para cada músculo. Do início ao final da impulsão o estado de activação era o mesmo.

Já Anderson e Pandy (1993), recorreram a uma função do estado de activação que consistia em fazer interpolações lineares entre nós de controlo, considerando que o modelo de activação do exercício em estudo, contramovimento-salto, era mais complexo. O seu número e limite foram efectuados em função dos tempos *on* e *off* da EMG, e das necessidades funcionais de cada músculo durante a simulação do contramovimento-salto. Este modelo teórico, que justifica o estado de activação, parte do princípio de que a activação do músculo não pode aumentar imediatamente. Nas duas aproximações apresentadas, os autores não integravam as equações do movimento até a máxima altura alcançada, mas sim, quando o atleta perdia contacto com o solo, calculando a partir dai a máxima altura de salto.

Böhm (2001), recorreu igualmente a uma função de activação obtida por interpolação de um pequeno conjunto de nós de controlo. Simplesmente optou por um esquema de *splines* que evitam as alterações súbitas e são mais "fisiológicos".

A implementação do estado de activação para o Salto em Comprimento constitui uma tarefa árdua e complexa pela natureza das acções em presença. Uma abordagem a esta situação passa pelo recurso à pesquisa de Chow e Darling (1999), que tem a particularidade de associar a activação à curva *FV*.

Esta activação não tem equivalência fisiológica evidente. Ela é mecânica, e representa uma medida de rendimento. Isto porque não se relaciona directamente, mas sim de um modo altamente não linear, com o electromiograma, no sentido de que a EMG é uma média incoerente (fora de fase) e filtrada do recrutamento.

A força exercida é dependente da velocidade (V_{CE}), do comprimento da fibra muscular, da activação e da história. Definindo a força máxima como a máxima força exercida no comprimento óptimo de fibra em condições isométricas (V_{CE}=0), a activação representa o quociente entre a força exercida para qualquer nível de esforço despendido num dado ponto da curva FL e a máxima força que em condições isométricas o sujeito é capaz de exercer naquele mesmo ponto, como pode ser observado na expressão que se segue:

$$F(act, V_{CE} = 0, l_0) = act.F_{\max}(V_{CE} = 0, l_0) \qquad (5.44)$$

Contudo, esta definição deixa de ser válida para situações dinâmicas. Enquanto que durante contracções isométricas a activação é meramente um quociente, tal não se verifica para acções concêntricas, onde a dependência da força na velocidade é altamente não linear, particularmente em acções muito rápidas, o que ficou demonstrado na pesquisa de Chow e Darling (1999):

$$F(act, V^*_{CE} \neq 0, l^*) \neq act.F_{\max}(V^*_{CE}, l^*) \qquad (5.45)$$

Como em acções dinâmicas a força produzida, para um dado nível de activação, é não linear, consideramos a sua dependência na curva *FV*. Em essência, para uma manifestação de força dinâmica, calcula-se a força que seria produzida em condições isométricas com idêntica activação e igual comprimento, e faz-se então o quociente com a força isométrica máxima, calculando-se finalmente o valor de activação.
Explicando, o procedimento consiste em:

(i) localizar no espaço *FV* comprimento o ponto que representa uma dada acção dinâmica, bem como a curva de Hill (única) corrigida que ali passa;

(ii) Encontrar o regime isométrico da curva anteriormente determinada, i.e., desloca-se esse ponto ao longo da curva partindo do princípio que ela é constante até ao ponto V_{CE}=0;

(iii) Conhecendo a máxima força que em regime isométrico o sujeito é capaz de realizar em igual comprimento de músculo, determina-se então a activação como o quociente dos dois valores.

A figura 5.19 ilustra-nos a dependência não linear da força em função da activação

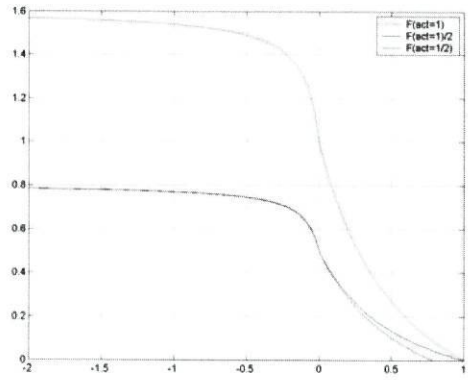


Figura 5.19. Representação da curva *FV* para diferentes níveis de activação ($V_{CE}/V_{CEMáx}$). De notar que as diferenças só são evidentes na zona concêntrica da curva *FV*.

A variação de velocidade tem como consequência a alteração da forma da curva *FV*. É visível uma proporcionalidade de comportamento na fase excêntrica e isométrica, mas uma diferença notória na fase concêntrica. A introdução da activação na curva *FV* tem como consequência a alteração das constantes de Hill, *a* e *b*, o que resulta na mudança da forma da curva *FV*.

Como já foi acima referido, a força que o complexo músculo-tendão exerce depende da história, activação, velocidade e comprimento, enquanto variáveis quantitativas e, também dos parâmetros fisiológicos. Pelo facto de ser uma função complexa, ela pode ser decomposta e escrita à custa de quatro funções independentes entre si, o que permite um estudo mais simplificado dos conceitos fundamentais associados com a produção de força, i.e., a força máxima como dependente dos parâmetros fisiológicos (arquitectura muscular, o ângulo de penação, tipo de fibras, vascularização etc.) a curva força comprimento como função do comprimento do músculo; a curva *FV* como resultado da activação e da velocidade e, por fim, a potenciação como dependente da história.

5.3.8.1 A Função de activação

A função de activação muscular, neste estudo, é descrita à custa de uma aproximação por *splines* do 3º grau, que passam por cinco ou seis nós igualmente espaçados. Os *splines* são polinómios segmentados que podem ter ordem variável e, dependendo do grau da *spline,* garantem a continuidade das segundas derivadas da função interpolante nos pontos tabelados. Tem como característica suavizar a curvatura dos pontos a interpolar. As abcissas destes pontos de junção são

chamados de nós e estes polinómios segmentados são escolhidos para minimizar a curvatura quadrática média (Kirchner *et al.*, 1989; Liu, 1980). Considerando uma função f(x) sobre um intervalo [a,b], é possível dividi-lo em "n" subintervalos [a,x1], [x1,x2], ... , [xn-1,b], e então aproximar f(x) por um polinómio diferente em cada um destes subintervalos. Na determinação da função aproximada g(x) é necessário que:

(i) cada subintervalo da função aproximada g(x) tenha grau máximo 3;

(ii) g(x) esteja em concordância com f(x) em cada um dos "n+1" pontos $x0 = a , x1, , ... , x^{n-1} , xn = b$;

(iii) a primeira derivada de g' (x) e a segunda derivada g" (x) sejam contínuas nos pontos [a,b] e nos outros pontos x_i.

Quando estas condições são satisfeitas, g(x) é então chamada de função *spline* cúbica. Tal como já foi acima referido, as *splines* cúbicas evitam as alterações súbitas e por esta razão são aceites como mais adequadas à descrição do estado de activação muscular, i.e., mais "fisiológicas". De considerar que a actividade muscular aumenta paulatinamente e apresenta poucos picos bruscos de transição no decurso de uma acção motora, o que não é muito diferente das GRF. Embora a activação não seja igual às GRF (já que esta representa a acção de vários grupos musculares), ela é em grande medida idêntica a estas, apresentando crescimentos relativamente suaves.

A componente vertical das GRF, caracteriza-se por apresentar cinco pontos notáveis (T0, T1, T2, T3, T4 T5), os quais descrevem o comportamento da força durante o apoio. Esse comportamento é o resultado das frequências e recrutamento das unidades motoras dos músculos envolvidos na produção do impulso durante a chamada, o que, em última instância, é uma descrição da activação muscular. Partindo do pressuposto de que estes pontos caracterizam o comportamento da força muscular e de que esta é uma resultante da activação, então este número de pontos será suficiente para descrever a activação muscular. Deste modo, a representação do estado de activação contemplou cinco nós, pelos quais passam *splines* cúbicas, como indicado na figura 5.20. Contudo, desconhece-se a coordenada horizontal (xx) dos pontos extremos, que marcam o inicio e o fim da activação. Assim, para os nós dos extremos, são obtidos por optimização, dentro de um determinado limite, as coordenadas horizontais que marcam o início e o fim da activação, que pode não coincidir com o tempo de duração das GRF, enquanto que as coordenadas verticais (yy) são dadas. Para

aqueles pontos centrais acontece o contrário; sabe-se a ordem e o instante da sua ocorrência nas coordenadas horizontais (xx) mas, desconhecem-se informações relativas às intensidades (coordenadas verticais), pelo que estas são obtidas por optimização (ver exemplo da figura 5.20).

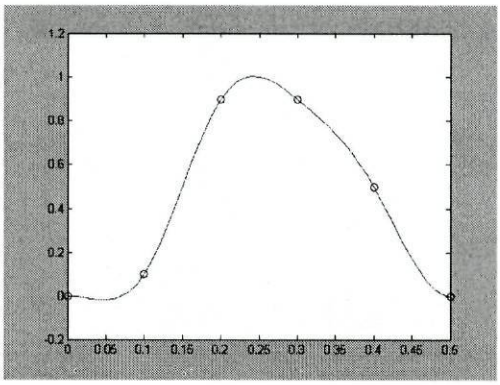


Figura 5.20. Exemplo da função de activação para um conjunto de 6 nós

Apesar de um número superior de nós permitir uma descrição mais realista da activação, a nossa decisão foi no sentido de mantê-los em seis. Para além das justificações já apresentadas, outras de natureza computacional existem. Como o nosso problema é provavelmente do tipo NP, acrescentar mais um ponto significaria aumentar mais um grau de liberdade e, por conseguinte a complexidade algorítmica, o que se traduz no aumento de um modo exponencial ou superior, do tempo de cálculo. Tomando como exemplo o nosso estudo, onde são tratados um total de 16 músculos, oito para cada MI, em que cada um apresenta cinco nós, o aumento de um nó significaria um problema com 96 graus de liberdade. A complexidade algorítmica é já de ordem tão elevada, provavelmente do tipo NP, i.e., N^N, de forma que as soluções provavelmente não seriam encontradas num tempo razoável para os fins práticos a que se destinam. Deste modo, a solução foi não aumentar a complexidade do problema mas sim procurar soluções que permitam a sua resolução com a melhor qualidade possível considerando as limitações impostas pelo tempo.

5.3.9 Processo de optimização

Nos últimos tempos, é cada vez mais usual a utilização de simulações do movimento humano por computador, recorrendo à teoria de controlo óptimo, o que permite: (i) avaliar directamente as forças musculares necessárias para desenvolver uma dada tarefa motora e, (ii) ganhar um conhecimento acrescido

sobre a função muscular e os princípios de controlo do movimento, ao combinar os seus resultados com dados experimentais. No entanto, em função da natureza do problema, o algoritmo a que se recorre na procura da solução óptima é determinante. Estudos realizados mostram que os algoritmos utilizados, vão desde o *simple downhill simplex method* (e.g., Bogert and Soest, 1993), o *simulated annealing* (Neptune, 1999; Wright *et al.,* 1998) até aos métodos mais sofisticados, baseados no gradiente (e.g., Pandy et al., 1992; Böhm, 2001). Contudo, apesar destes algoritmos serem computacionalmente eficientes para funções que são suaves e contínuas com poucos mínimos locais, não parece que sejam as mais ajustadas para funções multidimensionais como as utilizadas para descrever o movimento humano, que está assolado por inúmeros máximos e mínimos locais (Neptune, 1999). Isso pode resultar numa convergência lenta para o mínimo absoluto ou, então, numa convergência para mínimos locais.

Dada a natureza do nosso problema decidimos recorrer a algoritmos evolutivos para efectuar o nosso processo de optimização. Neste contexto, apesar de existirem diferentes algoritmos desta classe, nomeadamente: Programação Evolucionária, *Simulated Annealing* e o Algoritmo Genético (GA), a nossa decisão recaiu no último. O facto de termos optado por um algoritmo evolutivo, neste caso o GA, relativamente a outros mais tradicionais, fica a dever-se aos seguintes factos:

(i) O GA procura uma população de pontos em paralelo e não um único ponto;

(ii) O GA não necessita de informação derivada ou outro conhecimento auxiliar; só a função objectivo e o correspondente nível de aptidão (*fitness*) influenciam a direcção da procura;

(iii) O GA usa regras probabilísticas de transição e não determinísticas;

(iv) É fácil de paralelizar;

(v) É relativamente insensível ao ruído.

Assim, o GA fornece um leque de potenciais soluções para um determinado problema e a escolha da solução final é deixada para o usuário. Explicando em que consiste o GA, diríamos que é uma variante dos algoritmos evolutivos, que, na analogia do DNA do alfabeto biológico, opera sobre uma cadeia de caracteres (*strings*), geralmente uma cadeia de *bits* de comprimento constante (Beyer *et al.,* 2002). Uma cadeia de caracteres corresponde ao genotipo do indivíduo. O fenotipo (*fitness*) do indivíduo é realizado pela cartografia dos parâmetros do objecto. A

aptidão do indivíduo é geralmente uma função da função objectivo (a ser optimizada), que depende dos parâmetros do objecto. O GA é caracterizado geralmente pela selecção aptidão-proporcional e pela *tournament selection*, respectivamente. O cruzamento é o principal operador da variação; a mutação (*bit mutation*) geralmente é considerada como um operador de fundo ou não empregue.

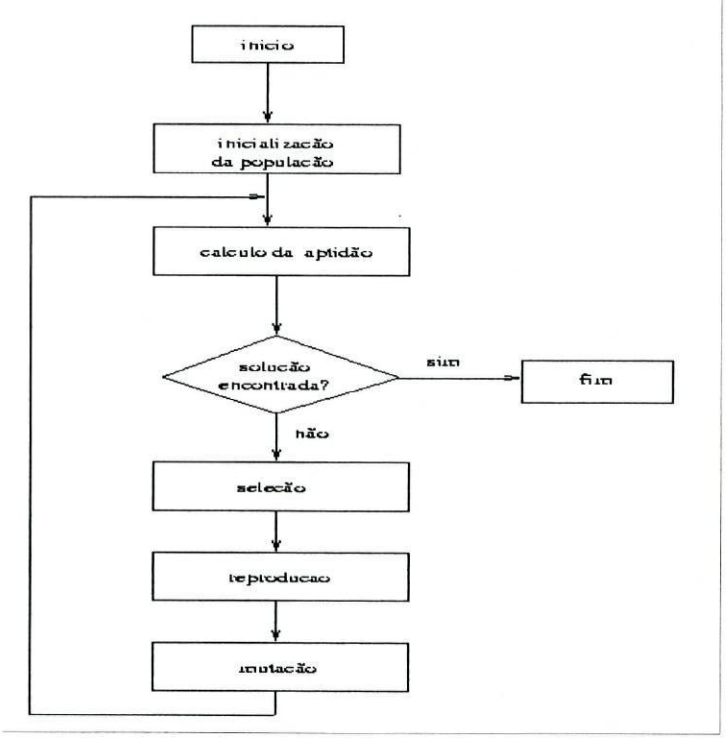


Figura 5.21. Representação básica do algoritmo genético.

Por outras palavras, este é um método de procura estocástico global, que imita de uma forma metafórica a evolução biológica natural. O GA opera sobre uma população de potenciais soluções, aplicando o princípio da sobrevivência do mais apto para produzir aproximações cada vez melhores para a solução. A cada nova geração, uma nova serie de aproximações é criada pelo processo de selecção de indivíduos, de acordo com o seu nível de aptidão no domínio do problema, produzindo-os em conjunto usando operadores provenientes da genética natural. Este processo conduz à evolução das populações de indivíduos donde foram criados, tal como na adaptação natural (Chipperfield *et al.*, 1994).

5.3.10 Determinação da rigidez dos tendões humanos *in vivo*

5.3.10.1 Introdução

O comportamento dos tendões foi sobremaneira estudado em condições *in vitro*, tanto em tecidos humanos como animais (Abrahams, 1967; Benedict *et al.*, 1968; Woo *et al.*, 1981). Contudo, são escassas, na literatura, informações sobre as propriedades mecânicas dos tendões humanos *in vivo*. No entanto, avanços em técnicas imagiológicas, tal como a ultrasonografia em tempo real, tornaram possível a determinação do deslocamento dos fascículos durante a contracção muscular, o que permitiu o estudo da deformação da aponevrose e do tendão (Fukashiro *et al.*, 1995). Estas técnicas foram usadas no passado para o estudo dos saltos verticais. Por exemplo, Kubo *et al.*, (1999), mostraram que os tendões têm uma relação *FL* parabólica a baixas tensões, e uma relação quase linear a grandes sobrecargas. Do nosso conhecimento, as técnicas imagiológicas em referência nunca foram usadas para a análise de saltadores. O propósito do nosso estudo consiste em descrever o uso da ultrasonografia *in vivo* para medir a rigidez linear do complexo tendão-aponevrose de alguns músculos do membro inferior (*Gastrocnemius, Rectus femoris, Vastus medialis*) de atletas praticantes do SC.

5.3.10.2 Metodologia

5.3.10.2.1 Amostra

A amostra deste estudo foi constituída por 6 saltadores do sexo masculino com uma média de idades de 23±3 anos. Os valores médios para a melhor prestação no SC, altura e peso corporal são, respectivamente, de 7.12 ± 0.30 m, 1.84±0.02 m e 79±5.75 kg.

5.3.10.2.2 Procedimentos associados à recolha dos dados cinemáticos, ecográficos e dinâmicos

Para a recolha dos dados referentes ao deslocamento do tendão-aponevrose em regime isométrico, foi usado um ecógrafo Aloka SSD-5500, com um transdutor linear a uma frequência de 7.5 MHz. O transdutor foi colocado paralelamente em relação à aponevrose e fixado em relação ao laboratório. A mínima frequência de aquisição foi de 26 Hz. Os registos ecográficos foram posteriormente digitalizados para permitir a

quantificação dos deslocamentos tendo-se recorrido ao Sistema Peak-5 System (Peak Performance Tech., USA), com uma incerteza de 0.2 mm. Os registros dos músculos Gastrocnemius do sujeito # 4, Rectus femoris do sujeito # 2, e Vastus medialis dos sujeitos #3 e # 4, foram expurgados devido a erros na fase de recolha.
Para a medição do Gastrocnemius, o sujeito realizou uma flexão plantar isométrica do MI de chamada, confinado a uma *leg press* instrumentada com uma célula de carga (Ergo Tester, a uma frequência de aquisição de 62.5 Hz, com uma incerteza abaixo de 1N). A articulação do joelho estava totalmente estendida enquanto a anca foi fixada a 90º. Durante o exercício o pé permaneceu num ângulo de 90º em relação ao membro inferior.
Foi usada uma *leg curl* para estimar a força do Rectus femoris e do Vastus medialis do MI de chamada. O sujeito realizou extensões isométricas da articulação do joelho. Foi utilizada a mesma célula de carga e a mesma frequência de aquisição. O joelho foi flectido de modo a formar um ângulo de 90º. A rigidez foi calculada como a derivada da relação força deslocamento.
Foram tomados todos os cuidados para assegurar que os esforços realizados em cada exercício fossem isométricos e livres de quaisquer movimentos colaterais. Cada sujeito realizou 6 repetições de cada tarefa com três minutos de descanso entre as repetições. Os 4 melhores registos de cada tarefa foram usados para análise. Cada exercício teve início através de uma pequena contracção isométrica, mas os sujeitos foram encorajados para gradualmente aumentarem a produção de força ao longo de 10 s. Após esse período a força máxima isométrica devia ter sido alcançada e mantida no mínimo durante os últimos 2 a 3 segundos. Para a subsequente análise, os registos provenientes da célula de carga foram armazenadas num computador e as ecografias registadas através de um vídeo gravador a operar a 50 Hz.

5.3.10.2.3 Determinação do braço do momento e das forças no tendão patelar e de aquiles

O braço do momento da alavanca do pé foi obtido pela medição directa superficial da distância entre a base do 5º metatarsiano do pé até à projecção vertical do maléolo (d1, Δd1=±0.5cm) e desde esse ponto até à inserção do tendão de Aquiles (d2, Δd2=±1cm). Para estimar os braços do momento da articulação do joelho, as distâncias foram medidas do maléolo até ao côndilo lateral do fémur (d3, Δd3=±2cm) e desde esse ponto até à tuberosidade da tíbia (d4, Δd4=±2cm). Com

essa informação, e obtidas as forças externas através da célula de carga, foram calculadas as forças no tendão patelar e de Aquiles.
A sincronização da força e dos registos do deslocamento foram obtidos *a posteriori* considerando o tempo de duração de ambos os eventos, com uma resolução de 0.02 s.

5.3.10.2.4 Procedimentos Estatísticos

Para obter a rigidez derivámos a força com respeito ao deslocamento do fascículo, usando a regressão, como procedimento estatístico a um nível de confiança de 95%.

Em alguns casos, a rigidez foi obtida com recurso a um procedimento de filtragem no domínio do tempo do tipo Savitzky-Golay.
Os erros associados à recolha e tratamento dos dados foram calculados de duas formas:

a) Medida de dispersão da incerteza de cada uma das medidas (variância e desvio padrão).
b) Através da propagação diferencial de erros.

5.3.10.3 Resultados

Os resultados do nosso estudo mostraram que, em muitos casos, não obtivemos a *toe region* inicial da relação força deslocamento do tendão (Kubo *et al.,* 1999). Por outro lado, em algumas ocasiões, foi obtida uma curvatura inversa tal como a apresentada na figura 5.22. Esta situação pode ser explicada, possivelmente, pelo efeito da pré-tensão.

Contudo, noutros casos os resultados estão de acordo com a literatura (Figura 5.23).

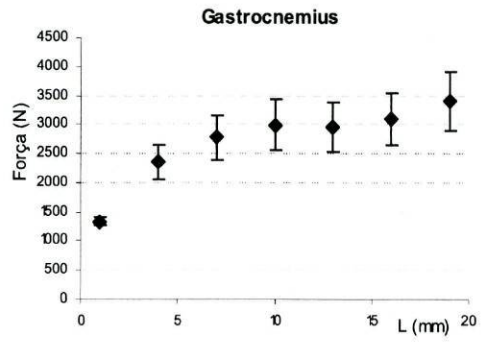


Figura 5.22. Relação força (F) – alongamento do tendão (L) do músculo *Gastrocnemius* do sujeito 1.

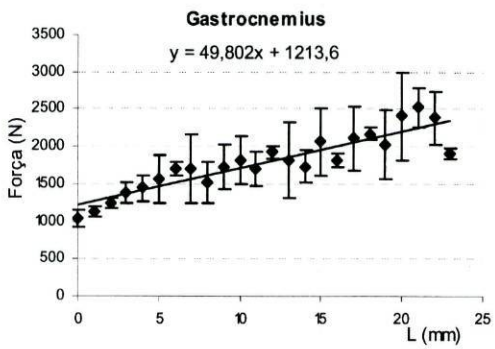


Figura 5.23. Relação entre força muscular (F) e alongamento (L) do músculo *Gastrocnemius* do sujeito 2. A rigidez media foi de 49.8 N/mm

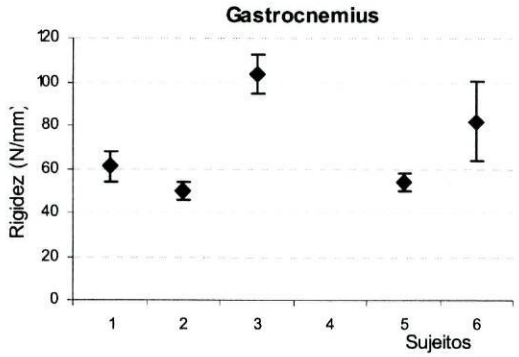


Figura 5.24. Rigidez média (N/mm) do músculo Gastrocnemius de todos os sujeitos

A rigidez do músculo *Gastrocnemius* (GM) dos sujeitos estudados variou entre 50 a 105 N/mm (Figura 5.24). Para o *Rectus femoris* (RF) e o *Vastus medialis* (VM), os valores encontravam-se compreendidos entre 15 a 83 N/mm (Fig. 5.25) e 32 a 69 N/mm (Figura 5.26) respectivamente.

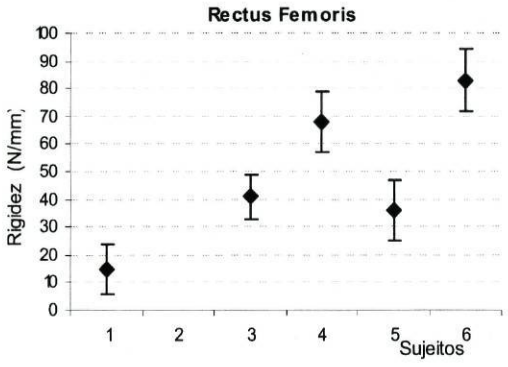


Figura 5.25. Representação da rigidez média (N/mm) do músculo *Rectus femoris* (RF) de todos os sujeitos.

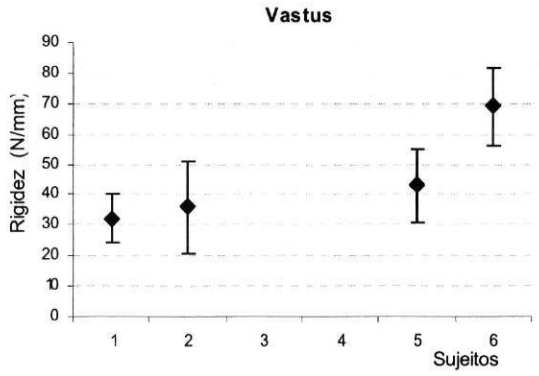


Figura 5.26. Representação da rigidez média (N/mm) do músculo *Vastus medialis* (VM) de todos os sujeitos.

A máxima força exercida no tendão de Aquiles variou entre 2500 a 4000 N, e para o tendão patelar as forças situaram-se entre 934 e 2900 N, quando o Rectus femoris estava a ser testado, e entre 971 e 3532 N quando o músculo avaliado era o *Vastus medialis*.

O máximo deslocamento do ponto de junção músculo-tendão para o músculo *Gastrocnemius* variou entre 12 a 25 mm. Para o *Rectus femoris* foi obtido um deslocamento máximo variando entre 13 e 23 mm, e de 11 a 17 mm para o *Vastus medialis*.

5.3.10.4 Discussão

Através deste estudo foram quantificadas *in vivo*, as propriedades elásticas das estruturas musculo-tendinosas de alguns músculos. Para cada complexo músculo-tendão estudado foi observada uma grande variabilidade no deslocamento da aponevrose e na rigidez.

Os valores da rigidez para o músculo *Gastrocnemius* foram três vezes superiores àqueles obtidos por Kubo *et al.*, (2000), e Fukashiro (1995). Também se verificou que os saltadores que apresentam melhores resultados apresentam valores mais elevados de rigidez. O pequeno número de sujeitos não justificou um teste estatístico a esta assunção. Por outro lado, verificamos que não existe informação disponível na literatura sobre este assunto. Não obstante, o facto da nossa amostra ser constituída por atletas com um elevado nível de prestação poderá ter contribuído para a diferença verificada com os estudos referidos na literatura. De notar que em muitos desses estudos a amostra foi constituída por sedentários ou estudantes.

Na literatura encontramos referências a forças de 1430 N para o tendão de Aquiles, no exercício de caminhar medido através da técnica da fibra óptica (Fini *et al.*, 1998). Nas actividades que recorrem ao salto, Fukashiro *et al.* (1995b) obtiveram, através do *buckle transducer force,* forças no tendão compreendidas entre 1895 a 3786 N. Os nossos sujeitos apresentaram valores nos mesmos limites, o que sugere que os dados isométricos podem ser comprados com os obtidos durante o SC.

Para os músculos *Rectus femoris* e *Vastus medialis* observou-se uma grande variabilidade inter-sujeitos na rigidez e forças exercidas. Kubo *et al.* (2000) encontraram valores para a rigidez entre 118 e 167 N/mm para o *Vastus medialis*, o que é cerca de duas vezes superior aos resultados dos nossos sujeitos. Os resultados obtidos sugerem que um Vastus medialis mais flexível pode ser vantajoso em termos de performance. Os nossos sujeitos são saltadores treinados para produzirem e resistirem a grandes forças impulsivas, apresentando também uma grande elasticidade na aponevrose relativamente a sujeitos não treinados. Esta grande elasticidade permite o desenvolvimento de grandes forças em condições mecânicas vantajosas. Provavelmente as grandes diferenças entre os nossos dados e aqueles apresentados por Kubo *et al.* (2000) são explicados pelas diferenças induzidas pelo tipo de modalidade praticada. Importa fazer uma nota final sobre os erros. Estes são maiores para os músculos *Rectus femoris* e *Vastus medialis* relativamente ao músculo *Gastrocnemius*, fundamentalmente como consequência da incerteza na geometria dos dados.

5.3.11 Calculo da força muscular

Depois da descrição da fisiologia e das propriedades mecânicas associadas ao complexo músculo-tendão, i.e., dos elementos contrácteis, elementos elásticos em série e elementos elásticos em paralelo, passamos à implementação computacional do modelo musculo-tendinoso para o cálculo da força.

Contudo, antes de passarmos à apresentação do supracitado modelo, é de referir que apesar do músculo e o tendão poderem ser estudados isoladamente é na sua função integrada que se define a propriedade do actuador músculo-tendão. Devemos também salientar que o mecanismo de potenciação (ponto 5.3.4.2.3.) decorre do processo de transferência de forças entre o músculo e o tendão. Assim, eles constituem uma entidade única, pelo que devem ser estudados desse modo.

No processo de resposta às acções de produção e transmissão de forças entre o músculo e o tendão, particularmente em acções impulsivas, o tendão desempenha um papel de grande relevo. Armazena energia e liberta-a posteriormente. De entre

varias funções, actua como um filtro que suaviza e "atrasa" a propagação da força. A sua introdução explícita no modelo, entre outros aspectos, visa acertar os tempos de resposta do sistema. Introduzindo explicitamente o tendão é obtida uma equação diferencial (equação 5.47). Ante este facto deparamo-nos com dois problemas na sua implementação:

a) os relacionados com o pacote computacional usado,
b) a selecção de opções matemáticas viáveis para a sua solução.

Relativamente ao primeiro aspecto é de assinalar que o módulo *Simulink* da *Matlab* está desenhado de modo a que necessariamente exista, na ligação entre dois corpos uma articulação/*joint*. Uma possível solução para este problema passaria por colocar um ponto material de massa desprezível entre o músculo e o tendão. No entanto tal é inviável, devido ao aumento exponencial do tempo de cálculo. Por outro lado, as equações em presença são diferenciais implícitas, as quais são de difícil resolução e o *Matlab* ou as *blackboxes* usuais não as resolvem.
Quanto à segunda questão a abordagem do problema poderia passar pelo recurso a: (i) métodos numéricos, por exemplo diferenças finitas transformando a equação diferencial numa equação não linear, ou (ii) uma combinação de métodos analíticos e numéricos que permitam explicitar a equação diferencial.
A nossa opção recaiu nos métodos analíticos, por esta abordagem ser mais precisa e robusta na determinação das trajectórias descritas pelos diferentes segmentos.

Na tentativa de construção das possíveis soluções para o cálculo da força muscular, o ponto de partida consistiu na observação de uma contracção muscular. No início é conhecido o L_{MTU} como resultado dos diferentes ângulos articulares (cinemática), sendo desconhecidas as suas partes constituintes, as quais são necessárias para o cálculo da força ou dos momentos produzidos. Por outro lado, é necessário calcular o estado cinemático subsequente (velocidades, acelerações e comprimentos). As duas relações primárias são (a) soma das forças igual a zero (b) o MTU é constituído por um elemento elástico em série com o elemento contráctil.

$$\begin{cases} F_{SEE}\left(L_{SEE}(t), L_{MTU}(t)\right) = F_{CE}\left(V_{CE}(t), L_{CE}(t), t, act(t)\right) + F_{PEE}\left(L_{CE}(t)\right) & \text{(5.46a)} \\ L_{SEE}(t) + L_{CE}(t) = L_{MTU}(t) & \text{(5.46b)} \end{cases}$$

onde a primeira representa a introdução do tendão explicitamente. Infelizmente, a mera substituição da segunda equação na primeira, apenas permite obter uma equação diferencial implícita em L_{CE},

$$G(V_{CE}, L_{CE}, t, act) = 0; \tag{5.47}$$

O que gostaríamos de obter pondo em evidência a velocidade do elemento contráctil, seria uma equação explicita, apropriada para tratamento numérico,

$$V_{CE} = f(L_{CE}, t, act) \tag{5.48}$$

simplesmente esta equação é impossível de ser conseguida. Ante este facto, recorre-se à estratégia inspirada no teorema da função implícita, que consiste em derivar toda a equação em ordem à velocidade para obter uma equação explícita na aceleração, o que já é facilmente tratável pelos métodos numéricos convencionais.

$$\dot{V}_{CE} = g(V_{CE}, L_{CE}, t, act) \tag{5.49}$$

Recorrendo à regra da cadeia, obtêm-se a partir da equação 5.47:

$$\frac{dF_{SEE}}{dV_{CE}} = \frac{\partial F_{CE}}{\partial V_{CE}} + \frac{\partial F_{CE}}{\partial L_{CE}}\frac{dL_{CE}}{dV_{CE}} + \frac{\partial F_{CE}}{\partial t}\frac{dt}{dV_{CE}} + \frac{\partial F_{CE}}{\partial act}\frac{dact}{dt}\frac{dt}{dV_{CE}} + \frac{dF_{PEE}}{dL_{CE}}\frac{dL_{CE}}{dV_{CE}} \tag{5.50}$$

e usando o lado esquerdo de 5.46[a] obtém-se

$$\frac{dF_{SEE}}{dV_{CE}} = \frac{dF_{SEE}}{dt}\frac{dt}{dV_{CE}}$$

que pode ser escrita como,

$$\left(\frac{\partial F_{SEE}}{\partial L_{MTU}}\frac{dL_{MTU}}{dt} + \frac{dF_{SEE}}{dL_{CE}}\frac{dL_{CE}}{dt}\right)\frac{dt}{dV_{CE}} = \left(\frac{\partial F_{CE}}{\partial V_{CE}}\right)_{L,act,t} + \left(\frac{\partial F_{CE}}{\partial L_{CE}}\right)_{V,act,t}\frac{dL_{CE}}{dt}\frac{dt}{dV_{CE}} + \\ + \left(\frac{\partial F_{CE}}{\partial t}\right)_{V,act,L}\frac{dt}{dV_{CE}} + \left(\frac{\partial F_{CE}}{\partial act}\right)_{V,L,t}\frac{dact}{dt}\cdot\frac{dt}{dV_{CE}} + \frac{dF_{PEE}}{dL_{CE}}\frac{dL_{CE}}{dt}\frac{dt}{dV_{CE}} \tag{5.51}$$

onde se recorre a uma nova notação para as derivadas parciais. De notar que as derivadas parciais podem ter dois sentidos: (i) parcial, por apresentar várias variáveis procurando-se toda a dependência numa dada variável, mantendo constante as outras, pelo que se recorre a regra da cadeia, e (ii) parcial, por derivar nos termos explícitos.

Continuando, a expressão 5.51 pode ainda ser reescrita como,

$$\left(\frac{\partial F_{SEE}}{\partial L_{MTU}}\right)_{V,act,t} V_{MTU}\frac{dt}{dV_{CE}}+\left(\frac{\partial F_{SEE}}{\partial L_{CE}}\right)_{V,act,t} V_{CE}\frac{dt}{dV_{CE}}=$$
$$=\left(\frac{\partial F_{CE}}{\partial V_{CE}}\right)_{L,act,t_t}+\left(\frac{\partial F_{CE}}{\partial L_{CE}}\right)_{V,act,t}\cdot V_{CE}\frac{dt}{dV_{CE}}+\left(\frac{\partial F_{CE}}{\partial t}\right)_{V,act,L}\cdot\frac{dt}{dV_{CE}}+ \quad (5.52)$$
$$+\left(\frac{\partial F_{CE}}{\partial act}\right)_{V,L,t}\cdot\frac{dact}{dt}\frac{dt}{dV_{CE}}+\frac{dF_{PEE}}{dL_{CE}}V_{CE}\cdot\frac{dt}{dV_{CE}}$$

resultando em,

$$\frac{dt}{dV_{CE}}\left[V_{CE}\left(\frac{\partial F_{SEE}}{\partial L_{CE}}-\left(\frac{\partial F_{CE}}{\partial L_{CE}}\right)_{V,act,t}-\frac{dF_{PEE}}{dL_{CE}}\right)-\left(\frac{\partial F_{CE}}{\partial act}\right)_{V,L,t}\cdot\frac{dact}{dt}-\right.$$
$$\left.-\left(\frac{\partial F_{CE}}{\partial t}\right)_{V,act,L}+V_{MTU}\left(\frac{\partial F_{SEE}}{\partial L_{MTU}}\right)_{V,act,t}\right]=\left(\frac{\partial F_{CE}}{\partial V_{CE}}\right)_{L,act,t} \quad (5.53)$$

que após rearranjo obtém-se

$$\frac{dt}{dV_{CE}}=\frac{\left(\frac{\partial F_{CE}}{\partial V_{CE}}\right)_{L,act,t}}{V_{CE}\left[\frac{\partial F_{SEE}}{\partial L_{CE}}-\left(\frac{\partial F_{CE}}{\partial L_{CE}}\right)_{V,t,act}-\frac{dF_{PEE}}{dL_{CE}}\right]-\frac{dact}{dt}\left(\frac{\partial F_{CE}}{\partial act}\right)_{V,L,t}-\left(\frac{\partial F_{CE}}{\partial t}\right)_{V,L,act}+} \quad (5.54)$$
$$+V_{MTU}+\left(\frac{\partial F_{SEE}}{\partial L_{MTU}}\right)_{V,act,t}$$

A aplicação do teorema da função inversa, permite obter, finalmente, a equação diferencial do movimento, escrita à custa da velocidade, a qual descreve as acelerações parciais do sistema

$$\frac{dV_{CE}}{dt} = \frac{V_{CE}\left[\frac{\partial F_{SEE}}{\partial L_{CE}} - \frac{dF_{PEE}}{dL_{CE}} - \left(\frac{\partial F_{CE}}{\partial L_{CE}}\right)_{V,act,t}\right] - \left(\frac{\partial F_{CE}}{\partial act}\right)_{V,L,t}\frac{dact}{dt} - \left(\frac{\partial F_{CE}}{\partial t}\right)_{V,L,act} + V_{MTU}\left(\frac{\partial F_{SEE}}{\partial L_{MTU}}\right)_{V,act,t}}{\left(\frac{\partial F_{CE}}{\partial V_{CE}}\right)_{L,act,t}} \quad (5.55)$$

Passou-se então ao cálculo dos respectivos termos. Para a sua determinação foi necessário apelar às equações descritas na literatura, e apresentadas ao longo deste capítulo, as quais consideram, para além dos aspectos mecânicos, a fisiologia do complexo musculo-tendinoso e respectivas partes.

As primeiras parcelas a serem determinadas foram as correspondentes às forças dos elementos elásticos em série e em paralelo, as quais tiveram como ponto de partida as equações 5.56 e 5.57. Como pode ser observado, em ambas equações a força produzida é o produto da sua rigidez pelo quadrado da sua deformação (ver pp. 193).

$$F_{SEE}(L_{CE}) = K_{SEE}\max^2\left\{0,(L_{MTU} - L_{CE}) - L_{SEE_Slack}\right\} \quad (5.56)$$

$$F_{PEE}(L_{CE}) = K_{PEE}\max^2\left\{0, L_{CE} - L_{PEE_Slack}\right\} \quad (5.57)$$

Tendo como ponto de partida as equações acima apresentadas e derivando-as em ordem a L_{CE}, obtemos o primeiro e o segundo termo da equação de estado das acelerações

$$\frac{\partial F_{SEE}}{\partial L_{CE}} = -2K_{SEE}\max\left\{0,(L_{MTU} - L_{CE}) - L_{SEE_Slack}\right\} \quad (5.58)$$

$$\left(\frac{\partial F_{SEE}}{\partial L_{MTU}}\right)_{V,act,t} = 2K_{SEE}\max\left\{0,(L_{MTU} - L_{CE}) - L_{SEE_Slack}\right\} \quad (5.59)$$

$$\frac{dF_{PEE}}{dL_{CE}} = 2K_{PEE}\max\left\{0, L_{CE} - L_{PEE_Slack}\right\} \quad (5.60)$$

Como vimos na pp. 192, a força do elemento contráctil é descrita como:

$$F_{CE}(V_{CE}, L_{CE}, t, act) = F_{\max} F_l(L_{CE}) F_v(V_{CE}, act)\left(1 + pot(V_{CE}, act, t)\right) \quad (5.61)$$

onde

$$F_l(L_{CE}) = c\left(\frac{L_{CE}}{L_{CEopt}}\right)^2 - 2c\frac{L_{CE}}{L_{CEopt}} + (c+1); \qquad c = \frac{-1}{width} \quad (5.62)$$

pelo que a derivada parcial da equação 5.61 em ordem ao comprimento é:

$$\left(\frac{\partial F_{CE}}{\partial L_{CE}}\right)_{V,act,t} = F_{\max} F_v(V_{CE}, act)\left(1 + pot(V_{CE}, act, t)\right)\frac{2c}{L_{opt}}\left(\frac{L_{CE}}{L_{CEopt}} - 1\right) \quad (5.63)$$

De referir que cada um dos termos da equação depende de várias variáveis. Assim, a relação *FV* é uma função da velocidade (V) e da activação (act). Por sua vez, a potenciação é uma função da velocidade, do comprimento e do tempo.
De seguida passamos a resolução do termo relativo a derivada parcial da F_{CE} como função da activação (equação 5.55), o que resultou em

$$\left(\frac{\partial F_{CE}}{\partial act}\right)_{V,L,t} = F_{\max} F_l(L_{CE})\left[\left(\frac{\partial Fv}{\partial act}\right)_{V,L,t}\left(1 + pot\right) + F_v\left(\frac{\partial pot}{\partial act}\right)_{V,L,t}\right] \quad (5.64)$$

No entanto, esta equação apresenta dois termos que devem ser tratados por separado, o terceiro e o quinto, respectivamente: $\left(\frac{\partial Fv}{\partial act}\right)_{V,L,t}$ e $\left(\frac{\partial pot}{\partial act}\right)_{V,L,t}$.

Para o tratamento do termo referente à relação *FV*, partimos da equação de Hill para contracções concêntricas (equação 5.14) e essa mesma equação adaptada para acções excêntricas (equação 5.20). Para mais detalhes, consultar os pontos 5.5.2.1, 5.5.2.2 e 5.5.2.4.

$$F_v(v_{CE}, act) = \frac{\alpha_1 + \alpha_2 . v_r}{\alpha_3 - v_r} \qquad onde \qquad v_v = \frac{V_{CE}}{V_{\max}} \quad (5.65)$$

Os $\alpha_i = \begin{cases} a_i \Leftarrow conc & v \le 0 \\ c_i \Leftarrow exce & v \ge 0 \end{cases}$ são funções de activação pelo que também devem ser derivadas.

Derivando parcialmente a expressão acima apresentada em ordem à activação obtém-se então:

$$\left(\frac{\partial Fv}{\partial act}\right)_{V,L,t} = \frac{1}{\alpha_3 - v_r}\frac{d\alpha_1}{dact} + \frac{v_r}{\alpha_3 + v_r}\frac{d\alpha_2}{dact} - \frac{\alpha_1 + \alpha_2 v_r}{(\alpha_3 - v_r)^2}\frac{d\alpha_3}{dact} \qquad (5.66)$$

Tendo em conta as funções de activação apresentadas por Chow e Darling (1999) e substituindo-as na curva força velocidade para activações inferiores e superiores a 0.2 da máxima força isométrica, obtém-se para os a_i:

$$a_2(act) = \begin{cases} 0.103 \Leftarrow act < 0.2 \\ -0.89(act - 0.942)^2 + 0.593 \quad else \end{cases} \qquad (5.67)$$

$$a_3(act) = \begin{cases} 0.348 \Leftarrow act < 0.2 \\ -1.47(act - 0.70)^2 + 0.720 \quad else \end{cases} \qquad (5.68)$$

$$a_1(act) = act\ a_3(act) \qquad (5.69)$$

cujas derivadas parciais são respectivamente,

$$\frac{da_2}{dact} = \begin{cases} 0 \Leftarrow act < 0.2 \\ -1.78(act - 0.942) \quad else \end{cases} \qquad (5.70)$$

$$\frac{da_3}{dact} = \begin{cases} 0 \Leftarrow act < 0.2 \\ -2.94(act - 0.70) \quad else \end{cases} \qquad (5.71)$$

$$\frac{da_1}{dact} = \begin{cases} 0.348 \Leftarrow act < 0.2 \\ -4.41(act^2 + 4.116\,act - 3\,10^{-4}) \quad else \end{cases} \qquad (5.72)$$

Para os c_i as equações originais, considerando os valores de activação associados à curva força velocidade, apresentados por Chow e Darling (1999) são:

$$c_2 = -af.act \qquad (5.73)$$

$$c_3 = \frac{\alpha_3(act + c_2)}{sf(act + \alpha_2)} \tag{5.74}$$

$$c_1 = act.c_3 \tag{5.75}$$

e as respectivas derivadas:

$$\frac{dc_2}{dact} = -af = -1.6 \tag{5.76}$$

$$\frac{dc_3}{dact} = \begin{cases} -\dfrac{1.07532}{(10\,act + 1.03)^2} & \Leftarrow \quad act < 0.2 \\ \dfrac{af - 1}{sf} \dfrac{-817.6875\,act^4 + 4918.5465\,act^3 - 3985.11877\,act^2 + 506.1495621\,act - 0.0368913675}{(22.25\,act^2 - 66.919\,act + 4.918849)^2} & \end{cases} \tag{5.77}$$

$$\frac{dc_1}{dact} = \begin{cases} -\dfrac{2.088\,act\,(5\,act + 1.03)}{(10\,act + 1.03)^2} & \Leftarrow \quad act < 0.2 \\ \dfrac{af - 1}{sf} \dfrac{-16.35375\,act^5 + 85.2258225\,act^4 - 76.09035903\,act^3 + 7.597262356\,act^2 - 0.00073782735\,act}{(2.225\,act^2 - 6.6919\,act + 0.4918849)^2} & \end{cases} \tag{5.78}$$

Depois de resolvidos os aspectos relacionados com a derivada parcial da curva força velocidade em ordem à activação, passamos à resolução do termo associado à derivada parcial da potenciação em ordem à activação. Tendo em conta que a potenciação é dada por:

$$\frac{dpot_{(V(t),act(t),t)}}{dt} = \xi V - \delta\, pot_{(V(t),act,t)} \Rightarrow pot(t) = e^{-\delta t}\left[c + \int e^{\delta t} \xi V dt\right] \tag{5.79}$$

Para mais detalhes relativamente à potenciação consultar o ponto 5.5.2.5, onde

$$\delta = 1.875 \qquad isométrico$$
$$\xi = \begin{cases} \alpha = 10 \cdot act & excentrico \\ \beta = 4 & concentrico \end{cases}$$

Assim, esta equação apresenta três ramos, sendo eles o isométrico, o concêntrico e o excêntrico.

Derivando a equação 5.79, resolve-se o segundo termo da equação 5.64, obtendo-se:

$$\left(\frac{\partial pot}{\partial act}\right)_{V,L,t} = \begin{cases} e^{-\delta t} \int e^{\delta t} \alpha \, v dt & excentrico \\ 0 & concentrico \end{cases} \qquad (5.80)$$

onde o termo concêntrico é nulo. Resolvidos os aspectos relacionados com a derivada parcial da F_{CE} como função da activação (equação 5.64), um dos termos da equação diferencial (5.55), passamos à resolução da derivada parcial da força dos elementos contrácteis em função do tempo, $\left(\frac{\partial F_{CE}}{\partial t}\right)_{V,L,act}$.

$$\left(\frac{\partial F_{CE}}{\partial t}\right)_{V,L,act} = F_{\max} F_l F_v(V, act) \left(\frac{\partial pot}{\partial t}\right)_{V,L,act} \qquad (5.81)$$

Contudo, nesta equação, é necessário resolver o termo $\left(\frac{\partial pot}{\partial t}\right)_{V,L,act}$ que provém de 5.79

$$\frac{dpot}{dt} = \xi v - \delta \, pot = \left(\frac{\partial pot}{\partial t}\right)_{V,act} + \left(\frac{\partial pot}{\partial V}\right)_{act,t} \frac{dv}{dt} + \left(\frac{\partial pot}{\partial act}\right)_{V,t} \frac{dact}{dt} \qquad (5.82)$$

o que resulta finalmente em

$$\left(\frac{\partial pot}{\partial t}\right)_{V,act} = \xi v - \delta \, pot - e^{-\delta t} \left[\int e^{\delta t} \xi \, dt \frac{dv}{dt} + \begin{cases} e^{\delta t} \alpha v dt & \frac{dact}{dt} \\ 0 & \end{cases} \right] \quad \begin{matrix} exc. \\ conc. \end{matrix} \qquad (5.83)$$

Prosseguindo a resolução da equação diferencial do movimento, passamos à resolução do termo que figura no seu denominador, ou seja, a derivada parcial da força dos elementos contrácteis em ordem a velocidade, i.e. $\left(\frac{\partial F_{CE}}{\partial V}\right)_{L,t,act}$.

Assim,

$$\left(\frac{\partial F_{CE}}{\partial V}\right)_{L,t,act} = F_{\max} F_{l(L_{CE})} \left[\left(\frac{\partial Fv}{\partial V}\right)_{act} (1+pot) + Fv\left(\frac{\partial pot}{\partial V}\right)_{act,t}\right] \quad (5.84)$$

Tal como para outras equações anteriormente resolvidas, há a necessidade de determinar as derivadas parciais. A partir da equação 5.65 obtêm-se a derivada parcial da curva força velocidade (equação 5.85) e potenciação (equação 5.86) em ordem à velocidade, respectivamente:

$$\left(\frac{\partial Fv}{\partial V}\right)_{act} = \frac{\alpha_1 + \alpha_2 \alpha_3}{(\alpha_3 - v_r)^2} \frac{1}{V_{\max}} \quad (5.85)$$

$$\left(\frac{\partial pot}{\partial V}\right)_{act,t} = e^{-\delta t} \int e^{\delta t} \xi \, dt \quad (5.86)$$

No entanto, como $\left(\frac{\partial F_{CE}}{\partial t}\right)_{V,L,act}$ inclui termos com $\frac{dv}{dt}$ e $\frac{dact}{dt}$ resultantes da resolução da derivada parcial da potenciação em ordem ao tempo (equação 5.83) torna-se necessário reorganizar a equação diferencial de movimento (equação 5.55); resultando em

$$\frac{dt}{dV_{CE}}\left[V_{CE}\left(\frac{dF_{SEE}}{dL_{CE}} - \frac{dF_{PEE}}{dL_{CE}} - \left(\frac{\partial F_{CE}}{\partial L_{CE}}\right)_{V,act,t}\right) - \left(\frac{\partial F_{CE}}{\partial act}\right)_{V,L,t} \frac{dact}{dt}\right] -$$
$$- \frac{dt}{dv}\left[f + g\frac{dv}{dt} + h\frac{dact}{dt}\right] + V_{MTU}\left(\frac{\partial F_{SEE}}{\partial L_{MTU}}\right)_{V,act,t} = \left(\frac{\partial F_{CE}}{\partial V_{CE}}\right)_{L,act,t} \quad (5.87)$$

onde

$$f = \xi\, v - \delta\, pot \tag{5.88}$$

$$g = -e^{-\delta t} \int e^{\delta t}\, \xi\, dt \tag{5.89}$$

$$h = \begin{cases} -e^{\delta t} \int e^{\delta t}\, \alpha\, v\, dt & excentrico \\ 0 & concentrico \end{cases} \tag{5.90}$$

rearranjando,

$$\frac{dt}{dV_{CE}} \left\{ V_{CE} \left[\frac{\partial F_{SEE}}{\partial L_{CE}} - \frac{dF_{PEE}}{dL_{CE}} - \left(\frac{\partial F_{CE}}{\partial L_{CE}} \right)_{V,act,t} \right] - \left[\left(\frac{\partial F_{CE}}{\partial act} \right)_{V,L,t} + h \right] \frac{dact}{dt} - f + \right. \\ \left. + \frac{\partial F_{SEE}}{\partial L_{MTU}} V_{MTU} \right\} = \\ = \left(\frac{\partial F_{CE}}{\partial V_{CE}} \right)_{L,act,t} + g \tag{5.91}$$

e aplicando o teorema da função inversa obtém-se finalmente

$$\frac{dV_{CE}}{dt} = \frac{V_{CE} \left[\frac{\partial F_{SEE}}{\partial L_{CE}} - \frac{dF_{PEE}}{dL_{CE}} - \left(\frac{\partial F_{CE}}{\partial L_{CE}} \right)_{V,act,t} \right] - \left[\left(\frac{\partial F_{CE}}{\partial act} \right)_{V,L,t} + h \right] \frac{dact}{dt} + \left[V_{MTU} \left(\frac{\partial F_{SEE}}{\partial L_{MTU}} \right)_{V,act,t} - f \right]}{\left(\frac{\partial F_{CE}}{\partial V_{CE}} \right)_{L,act,t} + g} \tag{5.92}$$

5.4 Representação gráfica do modelo

A geometria do modelo computacional do humanoide desenvolvido e respectivas partes constituintes são apresentadas nas Figuras 5.27, 5.28 e 5.29.

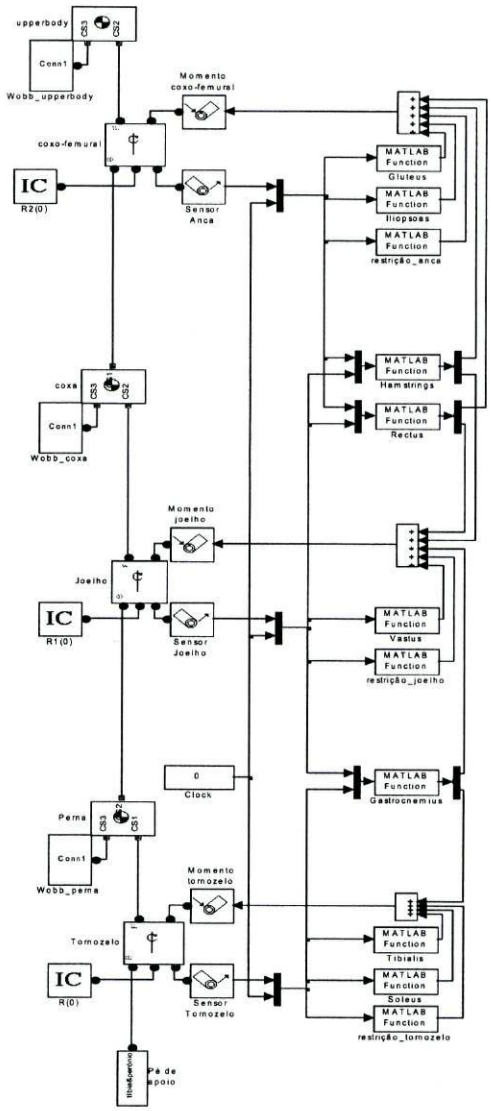


Figura 5.27. Output do modelo computacional do humanoide. Representação do membro inferior de apoio, pé, perna, coxa, e o trem superior, i.e., tronco com os actuadores músculo-tendinosos considerados, as respectivas massas oscilantes, articulações com os respectivos sensores e actuadores, restrições articulares e as condições iniciais.

Recorrendo a esta representação são determinadas as variações do comprimento do complexo músculo-tendinoso e respectivas velocidades forças, acelerações, momentos dos elementos constituintes do sistema, bem como as forças de reacção do solo (Figura 5.28).

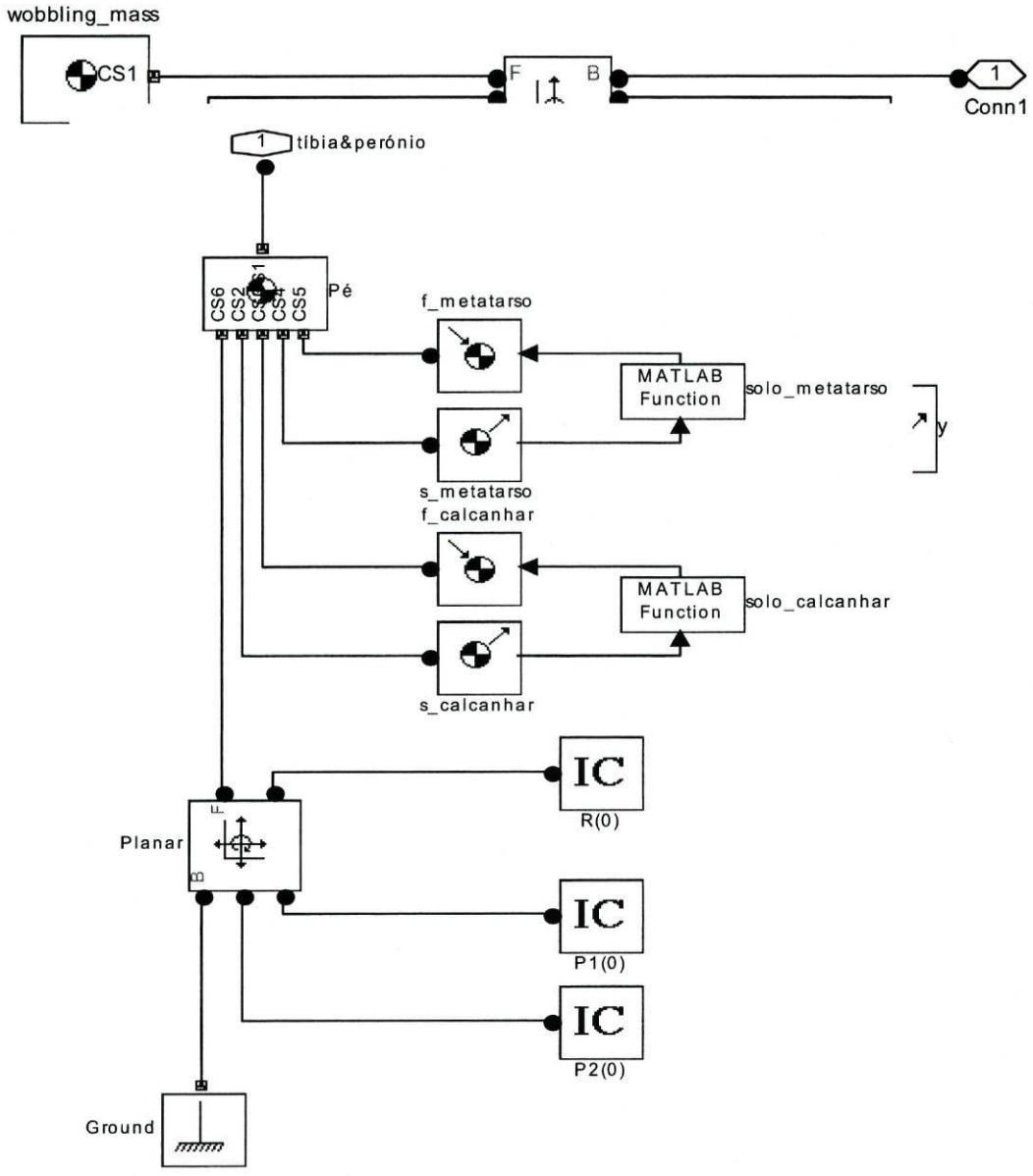


Figura 5.28. Representação do pé de apoio e do seu contacto com o solo

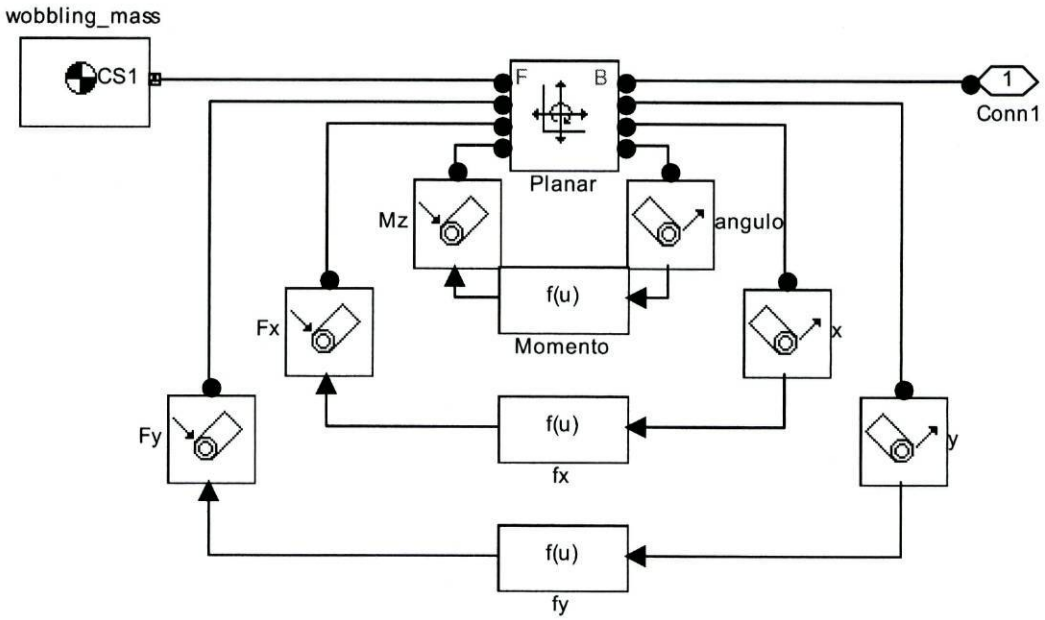


Figura 5.29. Ilustração das massas oscilantes (*wobbling_mass*) da perna.

5.5 O processo de simulação e optimização

O programa desenvolvido para optimização e simulação do salto em comprimento é constituído por um conjunto de módulos que actuam sequencialmente, os quais passamos a descrever:

1. *setup_passive*: este módulo calcula os parâmetros inerciais (massa, localização do CM e momento de inércia) da parte rígida, mole e global de cada elemento do modelo. Para o fazer recorre ao módulo *M_Nasa* e retorna os valores obtidos para o *setup_muscle*.
2. *M_Nasa*: calcula os parâmetros inerciais do sujeito em função do sexo altura e peso. Todas as equações relativas a cada segmento singular e composto do corpo humano encontram-se escritas neste módulo. Funciona em estreita ligação com o *setup_passive*.
3. *Setup_Muscle*: define os parâmetros musculares.

Grande *Loop* de optimização gerido por *Optima_G*

4. *Optima_G*: este módulo estabelece as funções de activação e chama o módulo seguinte,
5. *Calc_Spline*: estabelece o número de nódos de activação e a sua localização temporal, a função de interpolação.
6. *S_Muscle*: é uma *S-Function,* no seu interior estão descritas as equações referentes as características musculo-tendinosas a partir das quais se calculam as forças,
7. Restrições: determina as restrições segmentares,
8. *Solo_metatarso* e *Solo_Calcanhar*: determina as forças de reacção do solo,
9. após este processo retorna os valores para o *Optima_G* que pode terminar a operação ou continuar a procura da solução em função dos resultados.

Na actualidade a modelação e simulação do movimento humano é uma das áreas da Biomecânica que tem despertado grande atenção nos investigadores, na procura de maiores conhecimentos sobre o sistema neuromusculoesquelético e as leis que governam o movimento. Para esse efeito, entre outros, recorre-se habitualmente a dois métodos sendo eles a dinâmica directa e inversa.

A dinâmica inversa tem como ponto de partida uma força ou momento final passando-se de seguida à determinação dos momentos parcelares dos músculos que intervieram na acção. Para tal, especula-se sobre esses momentos recorrendo a princípios como a energia mínima, interacção máxima, EMG etc, etc.

Por seu lado, a dinâmica directa, permite responder a duas questões: (i) ao problema clássico da dinâmica inversa i.e., quais as forças e momentos que estiveram envolvidas numa dada acção e, (ii) optimização do rendimento.

Esclarecendo, através da dinâmica directa, para a primeira situação, conhecido o momento total procuram-se as activações que o produziram em função de determinados princípios. Ora isto é em tudo semelhante a dinâmica inversa. A diferença entre elas reside no facto dos momentos na dinâmica directa provirem das activações enquanto que na inversa são basicamente mecânicos e, em alguns casos, impossíveis. No que respeita à segunda consideração, para um resultado máximo o ponto de partida passa pela procura das activações neurais do complexo músculotendinoso considerando a acção dos músculos agonistas e antagonistas e o seu efeito nas articulações o que produz momentos diferenciados e consequentemente acelerações e desacelerações segmentares i.e., a cinemática, o que se relaciona com a técnica. De notar que para um resultado máximo existe uma sequência de activação particular que é obtida imediatamente resultando num determinado movimento. De referir que o nosso trabalho centra-se na dinâmica directa.

Na actualidade são desenvolvidos modelos cada vez mais detalhados e sofisticados do ser humano recorrendo-se igualmente a meios tecnologicamente mais avançados. Também se procura a individualização e adequação dos referidos modelos introduzindo parâmetros individualizados, tal como perseguido nesta pesquisa. A este respeito é de se referir tal como Hatze (1997), que o desenvolvimento de técnicas adequadas para a determinação experimental das especificidades segmentares, articulares, morfómetricas, miodinâmicas e parâmetros microcibernéticos constituem por si só o maior campo de pesquisa em Biomecânica. É também no campo do desenvolvimento de técnicas apropriadas de optimização onde a biomecânica do desporto encontra um dos seus maiores desafios no futuro.

Relativamente a nossa pesquisa, sendo o SC um problema complexo de controlo, conduzimos um conjunto de estudos de modo a perceber quais os aspectos mais relevantes para a obtenção de uma boa prestação nesta disciplina.

Em termos gerais concluímos que:

a. o estudo relativo a aerodinâmica aponta para a pouca relevância deste factor para o resultado. Ante este facto, a procura da explicação da

prestação considerando este factor, ou dedicando parte substancial do treino no desenvolvimento das técnicas da fase aérea em função deste factor, não parece ser a melhor via. Conclui-se que é nas fases que antecedem a fase de voo, onde parecem estar alguns dos aspectos mais relevantes para o resultado

b. O estudo relativo a corrida de aproximação confirmou esta fase como uma das mais importantes sendo ali construído os pressupostos basilares para boas prestações. Neste contexto, a velocidade e o controle do erro assumem um papel decisivo nesta fase.
c. Por seu lado, é na chamada onde se concentram a maioria dos factores que influenciam decisivamente o resultado, aspectos esses que foram tratados no decurso desta dissertação.
d. A construção de modelos cada vez mais realistas deve contar com o contributo das partes moles no decurso do movimento. O modelo massa molas evidencia este aspecto particular e mostra como as mesmas devem ser consideradas num determinado modelo.
e. Por fim, a geometria do corpo no espaço e a sua gestão é um factor não tão relevante quanto os anteriores, mas deve ser integrado ou considerado.

Tendo em conta os aspectos acima referidos, bem como os resultados e conclusões dos estudos parciais realizados no decurso desta dissertação direccionamos os nossos esforços no sentido de conceber um modelo que, de uma forma integrada, congregasse a diversidade de fenómenos que ocorrem durante o salto em comprimento, o que nos conduz a um problema de controlo.

Para a realização desta tarefa o primeiro aspecto a referir, relaciona-se com os meios seleccionados. Os nossos esforços foram direccionados no sentido de seleccionar um *software* que fosse de fácil utilização não recorrendo a escrita de um programa computacional em linguagens demasiado formais. Isto porque partimos do princípio de que este modelo deveria ser de fácil utilização e implementação no futuro, mesmo para utilizadores com menor *background* em temas muito formais da Matemática e Física. Ante estes considerandos, a nossa escolha recaiu no módulo *SimMechanics* da *Matlab*.

Houve contudo dificuldades de implementação no que diz respeito à ferramenta seleccionada (pela sua simplicidade para o utilizador, recorde-se). O *SimMechanics* é mais adequado para modelar sistemas mecânicos com pontos

estáticos, verificando-se problemas se tenta simular situações dinâmicas (robô móvel). Não há nenhuma maneira fácil de modelar o solo plano e resolver de modo simples a sua interacção com um móvel que com ele colida, nomeadamente em vários pontos simultaneamente, como o nosso modelo do pé.

Embora o projecto ainda não tenha terminado, progressos significativos foram efectuados. Neste modelo computacional entre outros aspectos foi introduzido na sua concepção:

(i) as massas oscilantes (*Wobbling masses*) tendo por base o artigo de Grubber(1998);

(ii) um modelo realista do complexo músculo tendinoso, onde os dados são provenientes de medidas efectuadas no nosso laboratório e o tendão é introduzido explicitamente;

(iii) uma figura assimétrica de dois membros inferiores para um salto a duas dimensões, o que levanta alguns problemas de simetria; de notar que normalmente os modelos representam somente metade do corpo;

(iv) a introdução de um pé minimamente realista. Habitualmente o pé é descrito como uma esfera ou um ponto, o que conduz a medidas não realistas na simulação das forças de reacção do solo e dos atuadores. No presente caso o pé descrito contem dois pontos de apoio é bidimensional, pé extenso com mais de um ponto de apoio sendo realista quer em termos inerciais quer geométricos na sua interacção com o solo. De referir que os problemas computacionais decorrem do facto do pé por nós modelado ter incorporado tais características.

(v) Para finalizar, gostaríamos de referir que Hatze (1981) implementou um modelo semelhante para simular o salto em comprimento, embora não tivesse introduzido as massas oscilantes bem como a potenciação. Nesse documento o autor afirma que: "é uma tarefa formidável desenvolver um algoritmo que permita a execução em computador de um sistema diferencial e os seus subprodutos associados. Um total de 2300 homens/hora foram necessários para completar o projecto em referência".

Capítulo 6

6 Modelização Computacional

Implementamos, de acordo com os pontos descritos no Capitulo 5, um programa computacional que calcula movimentos planares de um humanóide, em linguagem *Matlab6.5* com forte componente gráfica *(Simulink/Simmechanics 1.1)*. Apenas a rotina que calcula o comportamento do sistema músculo-tendinoso foi implementado numa linguagem compilada (FORTRAN90), pois é essencial para a performance global do programa. Reconhece-se claramente que isso obsta a alterações desse subsistema por parte dos menos familiarizados com essa linguagem.

O programa final, para a aplicação simulada, não necessita de paralelização e tem um tempo de execução inferior a meio-dia num PC com poucas centenas de *megabytes* de RAM e um par de *megabytes* de disco rígido livres, o que facilita a sua utilização fora dos centros de computação. No referido PC deverá ser instalado o *Matlab/Simulink/Simmechanics*, mas não o FORTRAN, pois esse subsistema foi compilado num DLL, sendo suficiente adicioná-lo ao *PATH* do programa.

Quanto à determinação, por optimização, das funções de activação, o algoritmo genético parece particularmente apropriado. Partindo da implementação da Universidade de Sheffield, testamos quer a versão canónica com codificação por bits e códigos Gray e a versão directamente em reais. Optamos por esta última, apesar de menos intuitiva, pela sua simplicidade de escrita. Simulamos um sistema com 8 músculos, onde cada função de activação é parametrizada por cinco reais, num total de 40 variáveis (Figura 6.1 e 6.2). Com uma mera população de 8 sujeitos sobre 10 gerações obtém-se já uma resposta aceitável, embora não perfeita. Neste sentido a ferramenta computacional obtida parece satisfatória.

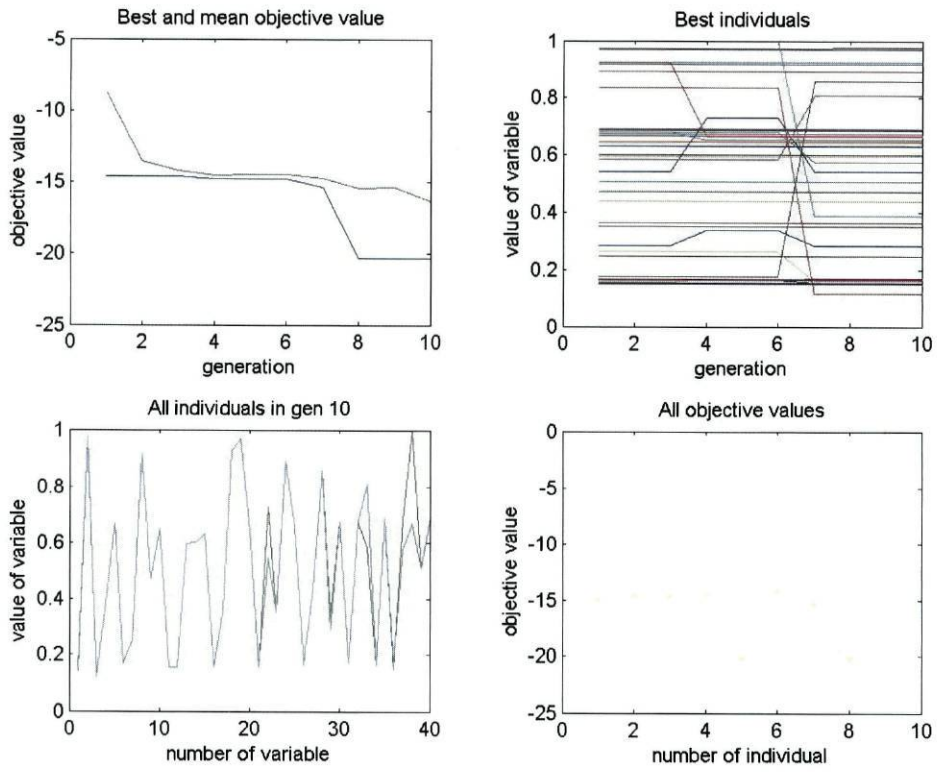


Figura 6.1. *Output* do Algoritmo Genético. Estão representados a evolução do simétrico da energia dos sujeitos ao longo do tempo em termos médios; a evolução dos sujeitos na 10ª geração; a evolução dos melhores indivíduos ao longo das N gerações (n=10) e, os valores da função objectivo para os vários indivíduos na última geração.

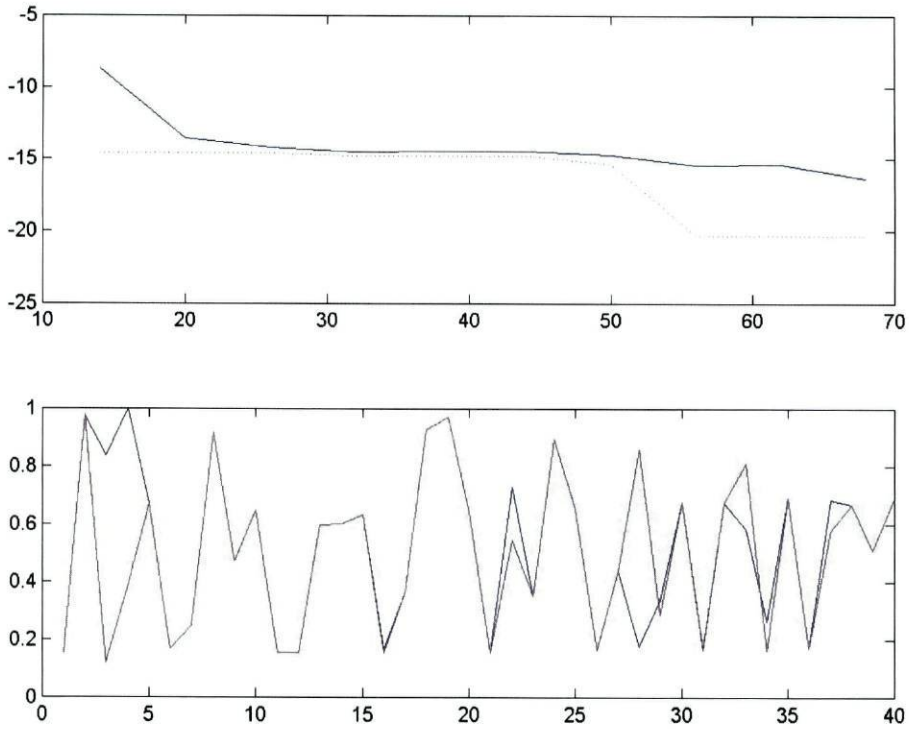


Figura 6.2 Output do Algoritmo Genético onde se destaca a evolução do simétrico da energia dos sujeitos ao longo do tempo em termos médios e a os valores da função objectivo para os indivíduos na última geração.

Sobre a implementação do sistema de corpos rígidos articulados, Figura 6.3, não houve qualquer dificuldade pois a linguagem é intuitiva e o programa em representação gráfica deverá ser fácil de alterar. A dificuldade que permaneceu insuperável foi a da representação do solo, a qual é incapaz de suportar a descrição de contactos móveis (uma bola saltando contra o solo, por exemplo). Este aspecto impossibilitou efectivamente a simulação de um salto em comprimento, e constituiu o ponto mais débil do presente *software*, que, contudo, segundo a *MathWorks* parece já estar resolvido na nova versão do Simmechanics, a que ainda não tivemos acesso. Por essa razão optamos por simular um movimento do género "salto em contra-movimento" (CMJ), onde é fácil estudar a fase em que os metatarsos estão fixos no solo.

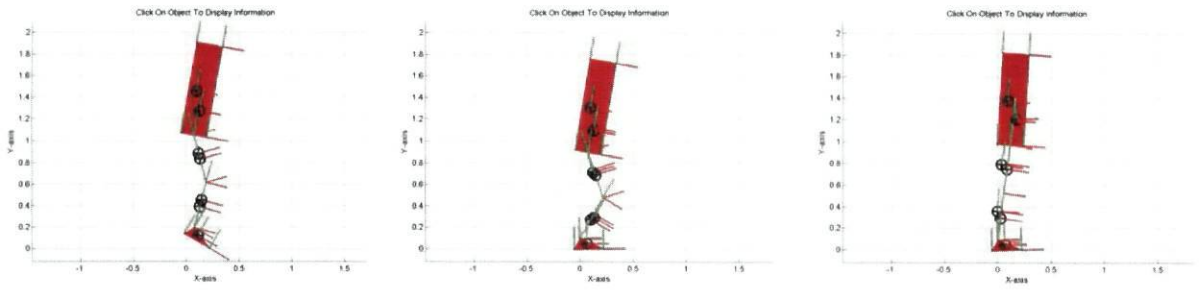


Figura 6.3. Representação da figura de corpos rígidos articulados em três instantes, durante o processo de simulação

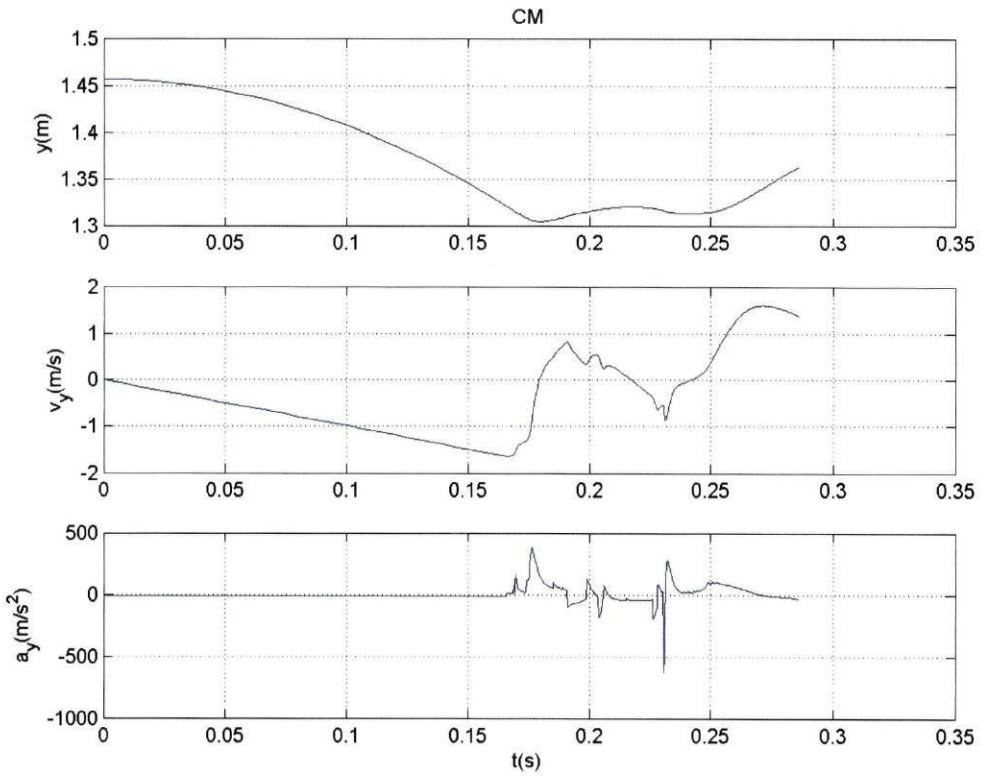


Figura 6.4. Descrição da posição (y(cm)), velocidade (v(m/s) e aceleração ($a_y(m/s)^2$)da componente vertical do centro de massa no decurso da simulação de um salto.

Contudo mesmo a interacção do calcanhar com o solo teve de ser "gerida" por nós com interacções não lineares dissipativas, de um modo nem sempre

completamente satisfatório. A presença, de um modo "pouco natural" para a linguagem, destas grandes forças impulsivas levanta dificuldades de convergência, que são temporalmente muito custosas e nem sempre bem resolvidas. Essa é, aliás, a segunda grande dificuldade do uso do *Matlab*, já que apenas os esquemas de passo adaptativo são suficientemente precisos e rápidos para o nosso tipo de problemas; mas isso colide um pouco com as rotinas em FORTRAN, já que estas também integram equações diferenciais e necessitam de um tempo, pelo menos, cronologicamente sequencial. Algum cuidado foi posto na resolução desse problema de modo estável, mas por vezes alguns "picos" parasitas, prontamente recuperados, ocorrem (Figura, 6.5).

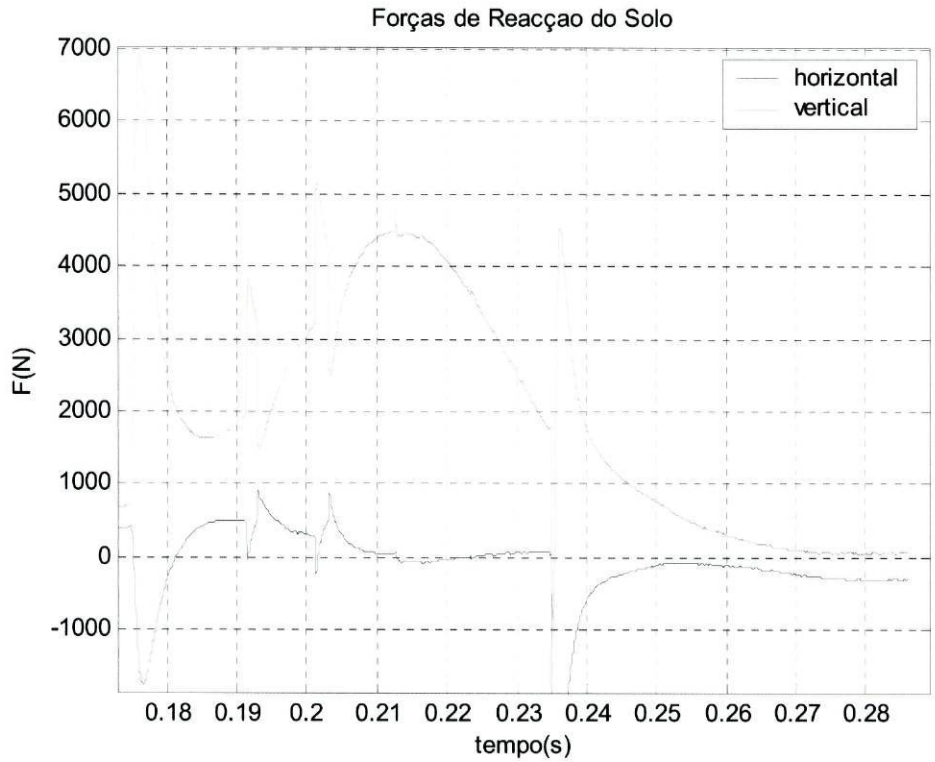


Figura 6.5. Componentes vertical e horizontal das forças de reacção do solo obtidas por simulação, onde se destacam alguns picos "parasitas".

Nesta figura, que representa a força de reacção do solo, deve reconhecer-se um par de curvas do tipo da figura 3.3, mas também são evidentes diversos saltos e "picos" parasitas. A existência do pico passivo e activo com a forma correcta apontam para a correcta implementação do sistema de massas oscilantes representando os tecidos moles do sujeito. Os "picos" parasitas terão que ser

resolvidos mas o dilema consiste em: (i) ou se escreve todo o programa em Matlab e este torna-se insuportavelmente lento sem paralelização (e foram efectuadas alguns ensaios bem sucedidos com implementações integrais em Matlab paralelizado), ou, (ii) se modifica a rotina em FORTRAN de modo a suportar tempos não sequenciais, de um modo que para já não se vislumbra. Quanto ao sistema musculo-esquelético implementado em MATLAB, de modo isolado, apresenta um comportamento semelhante ao referenciado na bibliografia (Cook e McDonagh 1995) mas integrado num sistema complexo desvia-se algo do esperado, provavelmente devido às já citadas dificuldades de coexistência entre as rotinas escritas nas duas linguagens.

Nas curvas acima apresentadas, respeitantes a um grupo muscular monoarticular e a um músculo biarticular, para além dos "picos parasitas" é visível a consistência geométrica ($L_{CE}+L_{SEE}=L_{MTU}$) e, fundamentalmente, que as curvas do elemento contráctil não são paralelas às do complexo, revelando o papel essencial do SEE na mediação geométrica e energética (Figura 6.6).

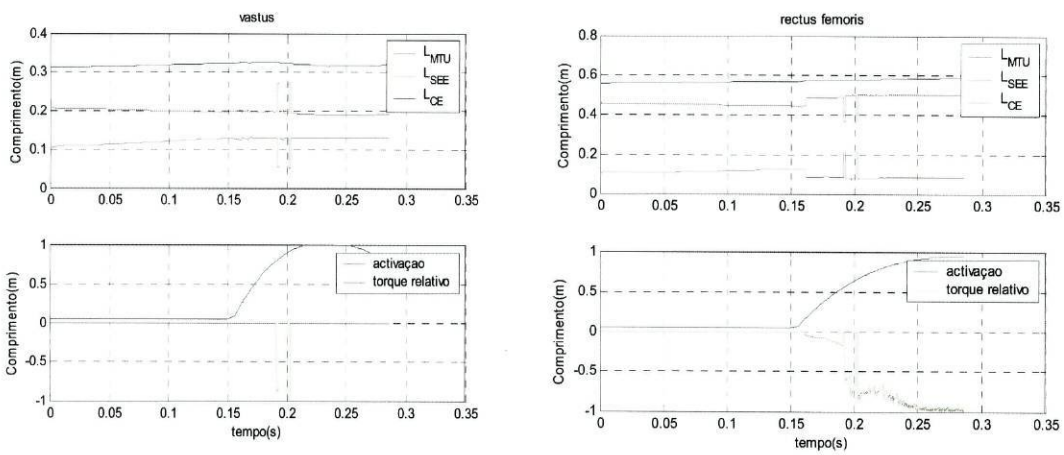


Figura 6.6. Comportamento do complexo músculo tendinoso (L_{MTU}), elementos elásticos em serie (L_{SEE}), elementos contrácteis (L_{CE}), respectivas activações e forças para um músculo monoarticular i.e., vastus e um músculo biarticular, rectus femoris durante a simulação de um salto.

No que respeita ao comportamento energético, na figura 6.7 são visíveis as fases de queda livre (ausência de acção), excêntrica (potência e energia negativas),

concêntrica ou de realização de trabalho contra o campo gravítico e, por fim, uma fase sem significado correspondente ao voo. Curiosamente o mesmo grupo muscular tem um trabalho quase completamente oposto relativamente à anca, o que se designa habitualmente por transferência intersegmentar de energia – um exclusivo dos músculos biarticulares.

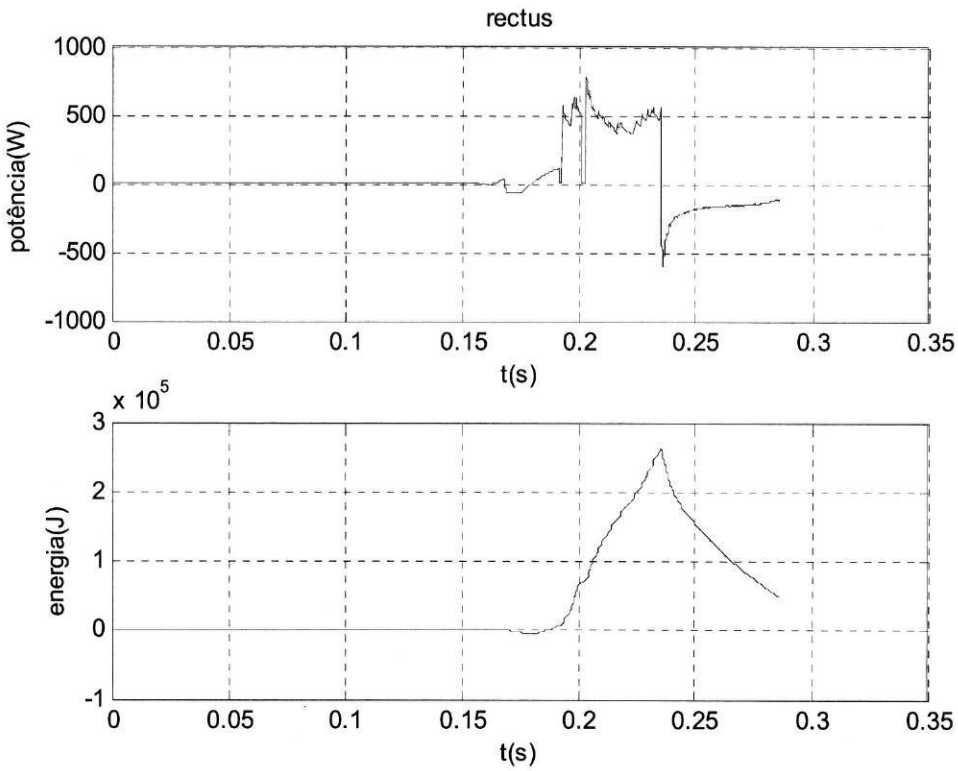


Figura 6.7. Potência (*Power*(W)) e energia (J) do músculo *rectus femoris* no decurso de um salto.

Para concluir, ficamos cientes da limitação do nosso modelo embora nos abra perspectiva para futuros estudos que nos permitam o aprofundamento da abordagem.

Capítulo 7

7 Conclusões e recomendações futuras

O presente estudo permite-nos concluir que o SC apresenta problemas complexos de controlo que se reflectem na *performance*. Na procura da identificação da importância relativa dos diversos factores conotados com a performance constatámos:

(a) a aerodinâmica apresenta pouca relevância em relação ao resultado final. Daqui se infere que o enfoque na compreensão e melhoria da fase aérea não seja a melhor forma de melhorar a *performance*;

(b) constatámos que é na fase que antecede o voo onde se evidenciam os factores mais importantes para o resultado;

(c) o estudo da corrida de aproximação permitiu-nos verificar que é nesta fase que se criam os pressupostos básicos da *performance*.

(d) a velocidade e o controlo do erro assumem um papel decisivo na fase da corrida de aproximação;

(e) é na fase da chamada que se concentram a maioria dos factores que influenciam preponderantemente o resultado;

(f) no esforço da modelação do sistema músculo esquelético, devemos considerar, para uma maior aproximação à realidade, o contributo das partes moles no decurso do movimento;

(g) o modelo massa molas apresenta lacunas na representação da realidade pelo facto de ser muito mecânico;

(h) apesar da reduzida importância da gestão do movimento segmentar na fase aérea, um modelo aproximado do SC deve considerar o momento angular;

(i) foram observadas variações significativas inter e intra-sujeitos nos valores de rigidez do tendão obtidas *in vivo*.

Relativamente ao modelo desenvolvido para simular o salto em comprimento, é de referir que esta aproximação constitui uma ferramenta de base para efectuar investigações futuras no domínio do comportamento sistema músculo esquelético em acções dinâmicas incluindo a simulação e optimização do movimento. Tendo em conta os contributos efectuados concluímos que:

(vi) a introdução de medidas reais na modelação, nomeadamente a rigidez e a elasticidade permite a compreensão do comportamento individualizado do sistema músculo esquelético;

(vii) a introdução explicita do tendão na modelação do complexo músculo tendinoso, permite uma abordagem e compreensão mais integrada dos aspectos associados com a potenciação da força e com a dinâmica do tendão durante a contracção muscular;

(viii) o desenvolvimento de uma figura assimétrica de dois membros inferiores para um salto a duas dimensões, levanta problemas de simetria de difícil resolução;

(ix) a introdução de um pé extenso, com mais de um ponto de apoio, considerando as suas características inerciais e geométricos na sua interacção com o solo, permite uma representação mais realista das forças de reacção do solo e momentos articulares;

(x) o algoritmo genético permite a obtenção mais realista das funções de activação musculares e, consequentemente, uma optimização mais realista do salto efectuado.

Relativamente a trabalho futuro é nossa opinião que o modelo deverá ser aperfeiçoado, por um lado, e adaptado para a nova versão do Matlab, de modo a simular um salto em comprimento.

Capitulo 8

8 Bibliografia

1. Abbott, B. C.; Wilkie, D. R. (1953). The relation between velocity of shortening and the tension-length curve of skeletal muscle. *Journal Physiology, 51*.

2. Abdel-Azis, Y. I.; Karara, H M. (1971). Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry. *Proceedings of the American Society of Photogrammetry Symposium on Close-Range Photogrammetry*; Urbana, IL. Falls Church (VA): American Society of Photogrammetry, 1-18.

3. Abrahams, M. (1967). Mechanical behavior of tendon in vitro. A preliminary report. *Medicine Biol. Eng.*, 5: 433-443.

4. Alexander, R. McN. (1984). Elastic energy stores in running vertebrates. *American Zoology*, 24: 85-94.

5. Alexander, R. McN. (1988). *Elastic Mechanisms in Animal Movement*. Cambridge: Cambridge University Press

6. Alexander, R. McN.; Bennet-Clark, H.C. (1977). Storage of elastic strain energy in muscle and other tissues. *Nature, 265*, 114-117.

7. Alexander, R.McN. (1992). A model of bipedal locomotion on compliant legs. *Phil. Trans. Roy. Soc.* B338, 189-198.

8. Anderson, F. C.; Pandy, M. G. (1993). Storage and utilisation of elastic strain energy during jumping. *Journal Biomechanics*, 26.

9. Andreev, Y.V.; Mirzaev, D.G. (1970). Track and Field. In: Aleshinsky, *Physical Culture and Sport*. Moscow.

10. Arampatzis, A.; Brüggemann, G.P.; Metzler, V.(1999). The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. *Journal Biomechanics*, 32, 1349-1353.

11. Arampatzis, A.; Bruggemann, G.P.; Walsch, M. (1997). Biomechanical analysis of the jumping events. The long jump. In. G.P. Brüggemann, D. Koszewski, H. Müller (Eds.) *Biomechanical Research Project Athens 1997, Final Report*, Oxford: Meyer & Meyer Sport Ltd.

12. Arampatzis, D.; Schade, F.; Walsh, M.; Brüggemann, G.P. (2001). Influence of leg stiffness and its effect on myodynamic jumping performance. *Journal of Electromyography and Kinesiology*.

13. Aruin, A.S.; Zatsiorsky, V.M. (1978). Determining of damping properties of the foot. *Orthopedics, Traumatology and Prosthetics*, 6, 85- 88.

14. Audu, M. L.; Davy, D. T. (1985). The influence of muscle model complexity in musculoskeletal motion modelling. *Journal Biomechanics,* 107.

15. Bahler, A. S. (1967). The series elastic element of mammalian skeletal muscle. *American Journal of Physiology*, 213.

16. Bahler, A. S.; Fales, J. T.; Zierler, K. L. (1968). The dynamics properties of mammalian skeletal muscle. *Journal General Physiology*, 51.

17. Ballreich, R. R.; Ernst, H. (1980). Biomechanische Individualanalysen. *Beitrage zur Biomechanik des Sports.* R. Ballreich, and A. Kuhlow (eds), 71-74. Karl Hoffman Stuttgart.

18. Ballreich, R.; Bruggemann, P. (1986). Biomechanik des weitsprungs. In: *Biomechanik der leichtathletik.* Stuttgart, 1986.

19. Baltzopoulos, V.; Brodie, D. (1989). Isokinetic dynamometry: applications and limitations. *Sports Medicine* 8, 101-116.

20. Baratta, R. V.; Solomonow, M.; Best, R.; Zembo, M.; DiAmbrosia, R. (1995a). Force velocity relations of nine load-moving skeletal muscles. *Medicine and Biology Engineering and Computation, 33*: 537-544.

21. Bean, J. C.; Chaffin, D. B.; Schultz, A. B. (1988). A biomechanical model calculation of muscle contaction forces: double linear programming method. *Journal Biomechanics*, 1988, 21: 59-66.

22. Benedict, J.V.; Walker, L. B.; Harris, E. H. (1968). Stress-strain characteristics and tensile strength of unembalmed human tendon. *Journal Biomechanics*, 1: 53-63.

23. Bennett, M.B.; Ker, R. F.; Dimery, N. J.; Alexander, R. McN. (1986). Mechanical properties of various mammalian tendons. *Journal Zoology (London), 208.*

24. Berg, W.P. (1991). *Visual Regulation of Gait in Bipedal Locomotion.* Doctoral Dissertation, University of Minnesota.

25. Bevington, P.R.; Robinson, D.K.(1992). *Data reduction and error analysis for the physical sciense.* McGraw-Hill, Boston, MA.

26. Blickhan, R.(1989). The spring mass model for running, hopping. *Journal Biomechanics,* 22, 1217-1227.

27. Blickhan, R.; Friedrichs, A.; Rebhan, F.; Schmalz, T.; Wank. V. (1959). Influence of speed, stiffness, and angle of attack on jumping distance. *Book of Abstracts,* XVth Congress International Society Biomechanics, Jyväskylä: 108-109.

28. Blix, M. (1891). Die laenge und die spannung des muskels. *Scand Arch Physiol*, 3: 295-318.

29. Bobbert M. F. van Ingen Schenau, G. J. (1989). Mechanical output about the ankle joint in isokinetic plantar flexion and jumping. *Medicine Science in Sports and Exercise.* 22.

30. Bobbert, M. F.; Ettema, G. C.; Huijing, P. A. (1990). The force-length relationship of a muscle tendon complex experimental results and model calculations, *American Journal Physiology,* 213.

31. Bobbert, M. F.; Huijing, P. A.; van Ingen Schenau, G. J. (1986). An estimation of power output and work done by the human triceps surae muscle-tendon complex in jumping. *Journal Biomechanics*, 19.

32. Bobbert, M. F.; Huijing, P. A.; van Ingen Schenau, G. J. (1986). A model of the human triceps surae muscle tendon complex. *Journal Biomechanics*, 19: 887-898.

33. Bobbert, M. F.; Yeadon, M.; Nigg, B. M. (1992). Mechanical analysis of the landing phase in heel-toe running. *Journal of Biomechanics*, 25(3):223-234.

34. Bobbert,. M.F.; Schamhardt, H.C.; Nigg, B.M.(1991). Calculation of vertical ground reaction force estimates during running from positional data. *Journal Biomechanics, 24*, 1095-1105.

35. Böhm, H. (2001). *Computer simulation of muscle series elastic element function in drop jumping*. Ph.D. thesis, Fakultät für Physik der Eberhard-Karls-Universität su Tübingen, Germany.

36. Bosco, C.; Komi, P.V. (1979). Potentiation of the mechanical behaviour of human muscle through prestretching. *Acta physiologica Scandinavica*, 106: 467-472.

37. Bosco, C.; Komi, P.V.; Ito, A. (1981). Prestretch potentiation of human skeletal muscle during ballistic movement. *Acta Physiologica Scandinava,* 111:135-140.

38. Bosco, C.; Tarkka, I.; Komi, P.V. (1982[a]). Effect of elastic energy and myoelectrical potentiation of triceps surae during stretch-shortening cycle exercise. *International Journal Sports Medicine, 3*: 137-140

39. Brüggemann, G.P.; Nixdorf, E. (1985). Geschlechtsspezifische unterschiede in der technomotorik leichathleticher springe (gender specif differences in athletic jumps). In: Müller, N., Augustin, D., Hunger, B. (Eds). *Frauen-Leichtathletik* (192-202). SchorsVerlag, Niedemhausen.

40. Bruggemann, P.; Nixdorf, E.(1990): *Scientific report on the second IAAF world championships in Athletics Rome, 1987*. Biomechanical Analysis of the Long Jump. International Foundation, 1-54.

41. Bruggemann, P.; Nixdorf, E.; Ernst, H. (1982). Biomechanische untersuchungen beim Weitsprung. *Die lehre der lehre der Leichtathletik* 40, 1635/36-1641/42.

42. Burkholder, T.J.; Fingado, B.; Baron, S.; Lieber, R.L.(1994). Relationship between muscle fiber types and sizes and muscle architectural properties in the mouse hindlimb. *Journal Morphology,* 221:177-190.

43. Butler, D. L.; Kay, M. D.; Stoffer, D. C. (1986). Comparison of material properties in fascicle-bone units from human patella tendon and knee ligaments. *Journal Biomechanics*, 19.

44. Carvalho, J.M. (2001). Física II, Laboratórios: tratamento de erros, redução de dados e relatórios. Departamento de Engenharia Civil da FEUP.

45. Cavagna G.A. (1970). Elastic bounce of the body. *Journal of Applied Physiology.* 29, 279-282.

46. Cavagna, G. A. (1977). Storage and utilization of elastic energy in skeletal muscle. *Exercise Sports Science Review,* 5: 89-129.

47. Cavagna, G. A.; Dusman, B.; Margaria, R. (1968). Positive work done by a previously stretched muscle, *Journal Applied Physiology* (London), 239.

48. Cavagna, G. A.; Heglund, N. C.; Taylor, C.R.(1977). Mechanical work in terrestrial locomotion: two basic mechanics for minimizing energy expenditure. *Am Journal Physiology*, 2, R243-261.

49. Cavagna, G. A.; Kaneko, M. (1977). Mechanical work and efficiency in level walking and running. *Journal of Physiology*, 268, 467-481.

50. Cavagna, G. A.; Sabiene, F.P.; Margaria, R.(1964). Mechanical work in running. *Journal of Applied Physiology*, 19, 249-256.

51. Cavagna, G. A.; Saibene, F.P.; Margaria, R. (1964). Mechanical work in running. *Journal of Applied Physiology*, 19, 249-256.

52. Cavanagh, P.R.; Valiant, G. A.; Milesevich, K.W.(1984). Biological aspect of modeling shoe/foot inrteraction during running. In E.C. Frederick (Ed.), *Sports shoes and playing surfaces* (pp 24-46). Champaign, IL: Human Kinectics.

53. Chow, J. W.; Darling, W. G. (1999). The maximum shortening velocity of muscle should be scaled with activation. *Journal Applied Physiology*, 11.

54. Clark, M. R., Stark, L.(1974). Control of human eye movements. I. Modelling extraocular muscle. *Mathematics Biosciense*, 20.

55. Cleland, J. (1867) On the actions of muscles passing over more than one joint. *Journal of Anatomy and Physiology* 1: 85-93.

56. Close, R. (1964). Dynamic properties of fast and slow skeletal muscles of the rat during development. *Journal Physiology*, 173

57. Close, R. I. (1972). Dynamic properties of mammalian skeletal muscles. *Physiology Review,* 52.

58. Conceição, F.; Fernandes, O. (1998). Cálculo do Momento Angular na Impulsão do salto em Comprimento. In, *Livro de Resumos do VI Congreso de Educación Física e Ciências do Deporte dos Países de Língua Portuguesa - Deporte e Humanismo Enclave de Futuro* (pp. 268-269). Coruña, Espanha: Instituto Nacional de Educación Física de Galicia, .

59. Cook, C. S.; McDonagh, M. J. N. (1995). Force responses to controlled stretches of electrically stimulated human muscle-tendon complex. *Experimental Physiology*, 80:477-490.

60. Cook, C. S.; McDonagh, M. J. N. (1996). Measurement of muscle and tendon stiffness in man. *European Journal of Applied Physiology* 72, 380-382

61. Cooper, J. M.; Adriam, M.; Glassow, R. B.(1995). "*Running*", in : Kinesiology, 5ª Ed., The C. V. Mosby Company, London, 198-215.

62. Crowninshield, R. D. (1978). Use of optimisation techniques to predict muscle forces, *Journal Biomechanics Engineering*. 100.

63. Crowninshield, R. D.; Brand, R. A. (1981). A phisiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. *Journal Biomechanics*, 14:793-802.

64. Cutts, A. (1988). The range of sarcomere lengths in the muscles of the human lower limb. *Journal Anatomy*, 160: 79-88.

65. de Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's sgment inertia parameters. *Journal Biomechanics, 9*, 1223-1230.

66. Derrick, T. R.; Caldwell, G.E.; Hamill, J. (2000). Modeling the stiffness characteristics of the human body while running with various stride lengths. *Journal Biomechanics,* 16, 36-51.

67. Diachkov, V.M. (1950): Teaching Track and Field Exercises. In: "Hay et al., 1986" *Physical Culture and Sport*, Moscow.

68. Diachkov, V.M. (1953): *The Long Jump*. In: Hay et al., 1986. *Physical Culture and Sport*, Moscow.

69. Doherty, J.K. (1963). *Modern Track and Field*. Englewood Cliffs, NJ:Prentice-Hall.

70. Doolittle, D. (1982). The Long Jump – Demonstrated by Carl Lewis. *Track and Field Quarterly Review*, 82, 10-11.

71. Dyson, G. (1971). *Principes de mécanique en Athlétisme*. ed Vigot Frères.

72. Ebashi S.; Endo, M. (1968). Calcium ion and molecular contraction. *Progr. Biophys. Mol. Biol.* 18.

73. Edman, K. A. P.; Elzinga, G.; Noble, M. I. M. (1978). Enhancement of mechanical performance by stretch during tetanic contractions of vertebrate skeletal muscle fibers. *Journal Physiology (*London), 281.

74. Epstein, M.; Herzog, W (1998). *Theoretical models of skeletal muscle: Biological and mathematical considerations*. Wiley, New York.

75. Ettema, G. J. C.; Huijing, P. A. (1989). Properties of the tendinous structures and series elastic component of edl muscle-tendon complex of the rat. *Journal Biomechanics*, 22.

76. Ettema, G.J.; Huijing, P.A.; Haan, A. (1992). The potentiating effect of prestretch on the contractile performance of rat gastrocnemius medialis muscle during subsequent shortening and isometric contractions. *Journal of Experimental Biology,* 1: 121-136.

77. Farley, C.T.; Glasheen, J.; McMahon, T.A. (1993). Running springs: speed and animal size. *Journal of Experimental Biology, 185,* 71-86.

78. Farley, C.T.; Gonzalez, O.(1996). Leg stifnness and stride frequency in human running. *Journal of Biomechanics,* 29, 181-186.

79. Farley, C.T.; Gonzalez, O.(1996). Leg stifnness and stride frequency in human running. *Journal of Biomechanics,* 29, 181-186.

80. Faukner, J.A.; Claflin, D. R.; McCully, K. KK. (1986). Power output of fast and slow fibres from human skeletal muscles. In *Human Muscle Power*, Human Kinetics Publisher.

81. Fenn, W. O. (1930). Work against gravity and work due to velocity changes in running. *American Journal Physiology,* 93:433-462.

82. Fenn, W. O.; Marsh, B. S. (1935). Muscular force at different speeds of shortening. *Journal Physiology, 85*: 277-297.

83. Fini, T.; Komi, P.V.; Lukkariniemi, J. (1998). Achilles tendon loading during walking: application of a novel optic fiber technique. *European Journal of Applied Physiology and occupational Physiology, 77:289*-291.

84. Fischer, R. (1975). *Weitsprung biomechanische untersuchungen am schweizerischen weitsprungkadermittels filmanalyse und messugen mit der mehrkomponenten-messplattform*. Diplomarbeit in biomechanik, ETH, Zurich.

85. Friedrich, J. A.; Brand, R. A. (1990). Muscle fiber architecture in the human lower limb. *Journal Biomechanics*, 23.

86. Fukashiro, S.; Itoh, M.; Ichinose, Y.; Fukunaga, T. (1995). Ultrasonography gives directly but noninvasively elastic characteristic of human tendon in vivo. *European Journal of Applied Physiology*, 71: 555-557.

87. Fukashiro, S.; Komi, P. V.; Jarvinen, M. (1995). In vivo achilles tendon loading during jumping in humans. *European Journal Applied Physiology*, 71:453-458.

88. Fukunaga, T.; Roy, R.R.; Shellock, F.G.; Hodgson, J.A.; Day, M.K.; Lee, P.L.; Kwong-Fu, H.; Edgerton,V.R.(1992). Physiological cross-sectional area of human leg muscles based on magnetic resonance imaging. *Journal of Orthopaedic Research,* 10:928-934.

89. Fukunaga, T.; Kawakami, Y.; Kuno, S.; Funato, K.; Fukashiro, S.(1997). Muscle architecture and function in humans. *Journal Biomechanics*, 30:457-463.

90. Fung, Y. C.(1981). *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues.* Springer-Verlag, New York.

91. Gielen, S.; van Ingen Schenau, G. J.; Tax, T.; Theeuween, M. (1990). The activation of mono and bi-articular muscles in multiple-joint movements. In Jack M. Winters e Silvio L. Y. Woo (Eds.), *Multiple Muscle Systems. Biomechanics and Movement Organization.* Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag.

92. Gollhofer, A.; Strojnik V.; Rapp W.; Schweizer L. (1992). Behaviour of triceps surae muscle-tendon complex in different jump conditions. *European Journal Applied Physiology Occupational Physiology,* 64(4):283-91.

93. Gordon, A. M.; Huxley, A. F.; Julian, F. J. (1966b). The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *Journal Physiology,* 184: 143-169.

94. Grasser, H. S.; Hill, A. V. (1924). The dynamics of muscle contraction. Proceedings of Royal Society, 96.

95. Grasser, H. S.; Hill, A. V. (1924). The dynamics of muscular contraction. Proceedings of Royal Society of London (Biol.), 96: 398-437.

96. Griffths, R.I. (1989). The mechanics of medial gastrocnemius muscle in the freely hopping wallaby. . *Journal Experimental Biology,* 147, 439-456.

97. Gruber, K.; Ruder, H.; Denoth, J.; Schneider, K. (1998). A comparative study of impact dynamics: wobbling mass versus rigid body models. *Journal Biomechanics, 31.*

98. Gruber, K.; Ruder, H.; Denoth, J.; Schneider, K.(1998). A comparative study of impact dynamics: Wobbling mass model versus rigid body models. *Journal of Biomechanics,* 31, 439-444.

99. Hansen, J. (1947). *Athletics.* London: Methuen and Co.

100. Hatcher, D. D.; Luff, A. R. (1986). The effect of initial length on the shortening velocity of cat hind limb muscles. *Pflugers Arch.,* 407.

101. Hatze, H. (1977). A complete set of control equations for the human musculoskeletal system. *Journal Biomechanics*, 10:799-805.

102. Hatze, H. (1981). *Myocybernetic control models of skeletal muscle*. Pretoria: University of South Africa Press.

103. Haugen, P. (1982). Increase in resistance to stretch during the latent period in single muscle fibres of the frog. *Acta Physiol Scand* 114: 187

104. Hay, J. (1987). The Approach Run in the Long Jump. *Track Technique.,*105:3339-3362

105. Hay, J. (1993). Citius, Altius, Longius (Faster, Higher, Longuer): The biomechanics of jumping for distance. *Journal Biomechanics.* Vol 26 (1).

106. Hay, J. (1994). The current status of research on the biomechanics of the long jump. *Track Technique,* 128: 4089-4093.

107. Hay, J. G. (1988). Approach Strategies In The Long Jump. International Journal of Sport Bomechanics. 4, pp 114-129.

108. Hay, J. G. (1988). The Approach Run in the Long Jump. *Track Technique*, 105, 3339-3342.

109. Hay, J., Koh, T.(1990): -Landing Leg Motion and Performance in the Horizontal Jumps. I: The Long Jump. *International Journal of Sport Biomechanics.,* 6:343-360

110. Hay, J.,(1994). The Current Status of Research on the Biomechanics of the Long Jump. *Track Technique.*, 128: 4089-4093.

111. Hay, J.; Miller,J.; Canterna, R. (1987). Biomechanics of Elite Long Jumping.*Track Technique.,* 101:3229-3232.

112. Hay, J.G. (1981). Atletismo*: Saltos.* In: *Biomecânica das Técnicas Desportivas*, pp. 343-353, 2ª Edição –Interamericana.

113. Hay, J.G.; Miller, J.A.; Canterna, R.W. (1986). The Techniques of Elite Male Long Jumpers. *Journal Biomechanics,* vol. 19. nº 10. Pp 885-886.

114. Hay, J.G.; Nohara, H.(1990). Techniques Used By Elite Long Jumpers In Preparation For Takeoff. *Journal Biomechanics*, 23, 3, Pp 229-239.

115. Hay,J.G., Miller,J.A.(1985). Techniques Used In The Transition From Approach To Takeoff In The Long Jump. *International Journal Of Sport Biomechanics*, 1,174-184.

116. Heglund, N.C.; Cavagna, G.A.; Taylor, C.R. (1982). Energetics and menhanics of terrestrial locomotion. III. Energy changes of the centre of mass as a function of speed and body size in birds and mammals. *Journal of Experimental Biology*, 79, 41-56.

117. Heglund, N.C.; Cavagna, G.A.; Taylor, C.R. (1982). Energetics and mechanics of terrestrial locomotion. III. Energy changes of the centre of mass as a function of speed and body sizes in birds and mammals. *Journal of Experimental.* Biology, 79, 41-56.

118. Henriksson-Larsen, K.; Wretling, M.; Lorentzon, R.; Oberg, L. (1992). Do muscle fiber size and fiber angulation correlate in pennate human muscles? *European Journal Of Applied Physiology*, 64:68-72.

119. Henry, F.M. (1952). "Research on Sprint Running". *Athletic Journal*, XXXII. In: *Biomecânica das Técnicas Desportivas*, 2ª Edição –Interamericana.

120. Henson, P.L. (1986). Long Jump Technique and Training. *Track and Field Quarterly Review*, 86 (4), 24-25.

121. Herzog, W. (1985). Individual muscle force prediction in athletic movements. Calgary: University of Calgary Printing.

122. Herzog, W.(1985). Maintenance of body orientation in the flight phase of long jumping. *Medicine And Science In Sports Exercise*, Vol 18, (2).

123. Herzog, W.; Gál, J. (1999): Tendon. In B. Nigg; W. Herzog (Eds.), *Biomechanics of the musculo-skeletal System* (pp. 127-147), Chichester New York Weinheim Brisbane Toronto Singapore: Wiley.

124. Herzog, W.; Leonard, T.R.; Renaud, J.M.; Wallace, J.L.; Chaki, G.(1990). Force-length relation of in situ cat gastrocnemius muscles. *Proc. Canad. Soc. Biomech.,* 6:143-144.

125. Herzog, W.; Read, L. J.; ter Keurs, H. E. D. J. (1991). Experimental determination of force-length relations of intact human gastrocnemius muscles. *Clinical Biomechanics*, 6.

126. Herzog, W.; Read, L.J.; ter Keurs, H.E.D.J.(1991). Experimental determination of force-length relations of intact human gastrocnemius muscles. *Clinical Biomechanics,* 6:230-238.

127. Herzog, W.; ter Keurs, H. E. D. J. (1988). Force–length relation of in vivo human rectus femoris muscles. *European Journal Physiology*, 411.

128. Herzog, W.; ter Keurs, H. E. D.J. (1988). Force-length relation of in-vivo human rectus femoris muscles. *European Journal of Physiology*, 411, 642-647.

129. Herzog,W. (1988). The relation between the resultant moments at a joint and the moments measured by an isokinetic dynamometer. *Journal Biomechanics*, 21,(1): 5-12.

130. Hijikata, T.; Wakisaka H.; Niida S. (1993). Functional combination of tapering profiles and overlapping arrangements in nonspanning skeletal muscle fibers terminating infrastructurally. *Anat Rec* 236: 602-610.

131. Hill A. V. (1938). The heat of shortening and the dynamics constants of muscle. *Proceedings of Royal Society London Serv. B*, 126.

132. Hill A. V. (1949). The abrupt transition from rest to activity in muscle. *Proceedings of Royal Society London Serv. B*, 136.

133. Hochmut (1984):-*Biomechanics of Athletic Movement.*,Sportverlag, Berlin.

134. Hof, A. L.(1998). In vivo measurement of the elasticity release curve of human triceps surae muscle. *Journal Biomechanics* 31.

135. Hof, A. L.; Geelen, B. A.; van den Berg, J. W.(1981). EMG to force processing I: an electrical analogue of the Hill muscle model. *Journal Biomechanics*, 14.

136. Hof, A. L.; Geelen, B. A.; van den Berg, J. W.(1983). Calf muscle moment, work and efficiency in level walking: role of series elasticity. *Journal Biomechanics*, 16.

137. Hof, A.L.; Van den Berg, J.W. (1981). EMG to force processing I: an electrical analogue of the Hill muscle model. *Journal Biomechanics*, 14.

138. Huijing, P. A. (1999). Muscle as a collagen _ber reinforced composite: a review of force transmission in muscle and whole limb. *Journal.Biomechanics*, 32.

139. Huijing, P.A.(1991/1992). Elastic potential of muscle. In: Komi P.V. (Ed.) *Strength and Power in Sport*. Oxford: Blackwell.

140. Hunter I. W.; Kearney, R. E. (1982). Dynamics of human ankle stiffness: Variation with mean ankle torque. *Journal of Biomechanics*, 10, 747-752.

141. Hunter, I. W.; Kearney, R. E. (1983). Invariance of ankle dynamic stiffness during fatiguing muscle contractions. *Journal of Biomechanics*, 12, 985-991.

142. Huxley, A. F. (1957). A hypothesis for the mechanism of contraction. *Prog. Biophys. Biophys. Chem.*, 255.

143. Huxley, A. F. (1957). Muscle structure and theories of contraction. *Prog. Biophysics and Biophysical Chemistry* 7:255-318.

144. Huxley, A. F. (1974). Review lecture: muscular contraction. *Journal Physiology*, 243.

145. Ichinose, Y.; Kawakami, Y.; Fukunaga, T. (1997). Three dimensional arrangement of fascicles in the human gastrocnemius muscle. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 29.

146. Ito, A.; Komi, P.V.; Sjödin, B.; Bosco, C.; Karlson, J.(1983). Mechanical efficiency of positive work in running at different speeds. *Medicine and Science in Sports and Exercises*, 15, 299-308.

147. Ito, M.; Kawakami, Y.; Ichinose, Y.; Fukashiro, S.; Fukunaga, T.(1998). Nonisometric behavior of fascicles during isometric contractions of a human muscle. *Journal of Applied Physiology, 85*: 1230-1235.

148. Jarver, J.(1970). *The long jump*. International Track and Field Coaching Encyclopedia. F. Wilt, e T. Ecker (Eds). Parker, West Nyack, N.Y.

149. Jewell, B.R.; Wilkie, D.R. (1958). An analysis of the mechanical components in frog's striated muscle. *Journal Physiology* 143, 515-540.

150. Jones, D. A.; Rutherford, O. M.; Parker, P. (1989). Physiological changes in skeletal muscle as a result of strength training. *Quarterly Journal of Experimental Physiology,* 74: 2740-2744.

151. Joyce, G. C.; Rack, P. M.; Westbury, D. R. (1969). The mechanical properties of cat soleus muscle during controlled lengthening and shortening movements. *Journal Physiology (London)*, 204.

152. Julian, F. J.; Moss, R. L.(1980). Sarcomere length tension relations of frog skinned muscle fibres at lengths above the optimum. *Journal Physiology*, 304: 529-539.

153. Kaneko, M. (1990). Mechanics and energetics in running with special reference to efficiency. *Journal of Biomechanics*, 23, 57-63.

154. Karas, V.L.; Susanska, P.; Otahal, S.; Morakova, E. (1983): Aktuelle Probleme in der Biomechanischen Forschung der Sportlokomotion. *Biomechanik und Sportliche Leistung*. Baumann (Ed).

155. Katz, B. (1939). The relation between force and speed in muscular contraction. *Journal. Physiology*. 96.

156. Kawakami, Y.; Abe, T.; Fukunaga, T. (1993). Muscle-fiber pennation angles are greater inhypertrophied than in normal muscles. *Journal of Applied Physiology.* 74: 2740-2744.

157. Kawakami, Y.; Ichinose, Y.; Kubo, K.; Ito, M.; Imai, M.; Fukunaga, T. (2000). Architecture of contracting human muscles and its functional significance. *Journal of Applied Biomechanics*, 16:88-97.

158. Kawakami, Y.; Lieber, R. L. (2000). Interaction between series compliance and sarcomere kinetics determines internal sarcomere shortening during fixed end contraction. *Journal Biomechanics*, 33.

159. Ker, R.F. (1981). Dynamic tensile properties of the plantaris tendon sheep. *Journal Experimental Biology,* 93: 283-302.

160. Kim, W.; Voloshin, A. S.; Johnson, S. H.(1994). Modelling of hell strike transients during running. *Human Movement Scienses*, 14, 45-60.

161. Klimmer, H.(1986): Wie springt man richtig ab? *LdLa*, 28, 1311-1314.

162. Kollath, E. (1982): Biomechanische analyse weitenbestimmender und gelenkbelastender Gröessen beim Weitsprung. *Die Lehre der Leichtathletik*, 38,1275-1277.

163. Komi, P. V.; Bosco, C (1978). Utilisation of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and woman. *Medicine Science in Sport and Exercise*, 10.

164. Komi, P.V. (1984). Physiological and biomechanical correlates of muscle function: effects of muscle structure and stretch-shortening cycle on force and speed. *Exercise Sport Science Review,* 12:81-121.

165. Korchemny, (1990): Summary of results from TAC Junior Elite Sprint Camp. *Track Technique.,* 113:3593-3602.

166. Kubo, K., Kawakami, Y. e Fukunaga, T. (1999). Influence of elastic properties of tendon structures on jump performance in humans. *Journal of Applied Physiology*, 87 (6): 2090-2096.

167. Kubo, K.; Kanehisa, H.; Kawakami, Y.; Fukunaga, T. (2000). Elasticity of tendon structures of the lower limbs in sprinters. *Acta Physiologica Scandinavica*, 168: 327-335.

168. Kulig, K.; Andrews, J. G.; Hay, J. G. (1984). Human strength curves. *Exercise Sport Science Review*, 12.

169. Laliashvili, V.A.; Ozolin, N.G. (1965). The Running Long Jump. Track and Field Athletics In D.P. Markov and N.G. Ozolin (Eds.) Physical Culture and Sport (389-450). Moscow.

170. Lee, D.N.; Lishman, J.R.; Thomson, J.A. (1982). Regulation of Gait in Long Jumping. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception Performance,* 8, 448-459.

171. Lees, A.; Derby,D.; Fowler,N.(1992). An Analysis of the JumpTouchdown to Takeoff Characteristics of the Men's Long Jump. Sports Biomechanics Laboratory, School of Human Sciences, Liverpool Polytechnic Liverpool, U.K. L3 3AF.*ISBS'92 Proceedings.S.R. Rodano, G. Ferrigno, G. Santambroglio* (Eds). Edi. ERMES. Milano.

172. Lees, A.; Fowler, N.; Derby, D. (1993). A biomechanical analyses of the last stride, touchdown, and takeoff characteristics of the women's long jump. *Journal of Sports Sciences*, 11: 303-314.

173. Lees, A.; Graham-Smith,P.; Fowler,N.(1994). A Biomechanical Analysis of the Last Stride, Touchdown, and Takeoff Characteristics of the Men's Long Jump. *Journal of the applied Biomechanics.*,10:61-78.

174. Levin, A.; Wyman, J. (1927). The viscous elastic properties of muscle. *Proceedings of Royal Society of London (Biol.)*, 101: 218-243.

175. Liber, R. I. (1991). Frog semitendinosis tendon load-strain and stress-strain properties during passive loading. *American Journal Physiology*, 261:C86-C92.

176. Lukin, M. S. (1949). Change in Take-off Structure Because of Change in Speed of Approach in the Long Jump. In: Aleshinski et al. *Theoria i praktika fizicheskoi kulturi 5.* 1980.

177. Lukman (1974). Les Principales Caracteristiques Techniques du Saut Longueur de Nenad Stekic. *Sport-documents/ensep*, 9: 1-13.

178. Luthanen, P.; Komi, P.V. (1980). Mechanical Power and segmental contribution to force impulse in Long Jump Take-off. *Eur. J. Applied Physiol.* 41, 267-274.

179. Lyons, L. (1991). *A practical guide to data analysis for physical science students.* University Press, Cambridge.

180. Macintosh, B. R.; Herzog, W.; Suther, E., Wiley, P. e Sokolosky, J. (1993). Human skeletal muscle fibre types and force: velocity properties. *European Journal Applied Physiology*, 67.

181. Macintosh, B. R.; Holash, R. J. (2000). Power Output and force-velocity properties of muscle In: B.M. Nigg, B.R. Macintosh, J. Mester (Eds.), *Biomechanics and Biology of Movement*, 193-210. Human Kinetics.

182. Mai, M. T.; Lieber, R. L. (1990). A model of semitendinous muscle sarcomere length, knee and hip joint interaction in the frog hindlimb. *Journal Biomechanics*, 23: 271-279.

183. Matsumoto, Y. (1967). Validity of force velocity for muscle contraccion in the length region, $l \leq l0$. *J. Gen. Physiol.*, 50:1125.

184. McCully, K. K.; Faulkner, J. A. (1986). Characteristics of lengthening contractions associated with injury to skeletal muscle fibers. *Journal of Applied Physiology*, 61.

185. McMahon, T.; Cheng, G .C.(1990). The mechanics of running: How does stiffness couple with speed?. *Journal of Biomechanics,* 23, 65-76.

186. McMahon, T.[a],; Cheng,G.C.(1990). The mechanics of running: How does stiffness couple with speed? *Journal of Biomechanics,* 23, 65-76.

187. Morgan, D. L. (1977). Separation of active and passive components of short range stiffness of muscle. *American Journal Physiology*, 232: C45-C49.

188. Morgan, D.L.(1977). Separation of active and passive components of short range stiffness of muscle. *American Journal of Physiology*, 232.

189. Muhl, Z.F. (1982). Active length-tension relation and the effect of muscle pinnation on fibre length. *Journal of Morphology*, 173, 285-292.

190. Narici, M.V.; Roi, G.S.; Landoni, L.; Minetti, A. E.; Cerretelli, P. (1989). Chjamges in force, cross sectional area and neural activation during strength training and detraining of human quadriceps. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol 59*, 310-319.

191. NASA Reference Publication (1978). *Anthropometric source book, technical report 1024*. NASA Scientific and Technical Information Office, Springfield.

192. Nigg, B.M. (1974). *Sprung, Springen, Sprunge*, 56-74. Juris Verlag, Zurich.

193. Nigg, B.M.; Herzog, W.(1994). Biomechanics of the Musculo-skeletal System. Wiley, Chichester.

194. Nixdorf, E.; Brüggemann, P. (1983). Zur Absprungvorbereitung beim Weitsprung. Eine Biomechanische Untersuchung zum Problem der Körperschwerpunktsenkung. *Die Lehre der Leichtathletik* 1539-1541.

195. Nonweiler, T. (1956). The air resistance of racing cyclists. *College of Aeronautics Report nº 106*.

196. Norman, R. W.; Komi, P. V. (1979). Eletromechanical delay in skeletal muscle under normal movement conditions. *Acta Physiologica Scandinava,* 106 (3), 241-248.

197. Ortiz, J.C.A. (2001). El entrenamiento de la fuerza-rápida aplicado a los saltos atléticos. Sector de Saltos de la R.F.E.A.

198. Orton, G.W. (1905). *Athletic Training For School boys.* London: The British Sports Publ.Co.

199. Ozolin, N.G. (1965): The fundamentals of jumping technique. In D. P. Markov e N. Ozolin (Eds), *Track and field athletics* (in russian). Moscow: Physical Culture and Sport.

200. Pandy, M. G.; Zajac, F. E.; Sim, E.; Levine, W.S.(1990). An optimal control model for maximum height human jumping. *Journal Biomechanics*, 23.

201. Partridge, L. D.; Benton, L. A.(1981). Muscle, the motor, in Handbook of Physiology. The Nervous System, Section 1, Vol. 2 (part 1), American Physiological Society, Bethesda, MD.

202. Pierrynowski, M.R.; Morrinson, J.B. (1985). A physiological model for the evaluation of muscular forces in human locomotion: theoretical aspects. *Mathematics Biosciense*, 75.

203. Popov, V.P. (1969). *Training for the Long Jump*, trans. by Masami Okamoto (Tokyo: Baseball Magazine Co), pp 27.

204. Popov, V.P. (1971)."Questiones de la preparacion de velocidad fuerza de los saltadores de longituad calificados, con carrera de impulso". In V.V.Kuznetsov. *Analisis de la preparacion de velocidad fuerza en los deportistas de alta calificacion,* pp. 81-110. Ed Cientifico Técnica. La Habana.

205. Popov, V.P. (1983). The Long Jump Run-up. *Track Technique,* 85, 2708-2709.

206. Powell, P. L.; Roy, R. R.; Kanim, P.; Bello, M. A.; Edgerton, V. R. (1984). Predictability of skeletal muscle tension from architectural determinations in guinea pig hindlimbs. *Journal applied Physiology 57*, R1715R1721.

207. Prilutsky, B. I.; Gregor, R. J.; Ryan, M. M. (1998). Coordination of two-joint rectus femoris and hamstrings during the swing phase of human walking and running. *Experimental Brain Research*, 120.

208. Prilutsky, B. I.; Zatsiorsky, V. (1994). Tendon action of two-joint muscles: transfer of mechanical energy between joints during jumping, landing, and running. *Journal Biomechanics*, 27, pp 25-34.

209. Proske, U.; Morgan, D. L. (1987). Tendon stiffness: methods of measurement and significance for the control of movement. *Journal Biomechanics*, 20.

210. Prost, R. (1976). Le Saut en Longueur. in: Houvion et al., *Traité d'Athletisme, les sauts*. Ed Vigot Freres, Paris.

211. Rack, P. M.; Westbury, D. R. (1969). The effects of length and stimulus rate on tension in isometric cat soleus muscle. *Journal Physiology*, 204.

212. Rack, P. M.; Westbury, D. R. (1974). The short range stiffnessof active mammalian muscle and its effect on mechanical properties. *Journal Physiology*, 240.

213. Rack, P. M.; Westbury, D. R. (1984). Elastic properties of the cat soleus tendon and their functional importance. *Journal Physiology (London)*, 347.

214. Ramey, M.R. (1973). Significance of angular momentum in long jumping. *Reseach Quarterly for Exercise and Sport*, 78 44(4). pp. 488-497.

215. Ramey, M.R.(1974). The use of angular momentum in the study of long-jump take-off. *Biomechanics IV*. Ed.Nelson R. C. e Morehouse, C.A. pp. 144-148. University Park Press, Baltimore.

216. Rídká-Drdácká, E. (1986). A Mechanical Model of the Long Jump and its Application to a Technique of the Preparatory and Takeoff Phases. *International Journal of Biomechanics*, 2:289-300.

217. Rigby, B. J.; Hirai, N.; Spikes, J. D.; Eyring, H. (1959). The mechanical properties of rat tail tendon. *Journal General Physiology*, 43: 265-283.

218. Ritchie, J. M.; Wilkie, D. R.(1958). The dynamics of muscular contraction. *Journal Physiology (London)*, 143.

219. Robinson, N.S. (1990). *Regulation of Stride Length During the Last Four Steps of the Long Jump Approach.* M.A. Thesis, The University of Yowa.

220. Roy, R. R. e Edgerton, V. R. (1992). Skeletal muscle architecture and performance. In: P.V.Komi (ed.), *Strength and Power in Sport,* Blackwell Scientific, Oxford, 1992.

221. Rugg, S.G., Gregor, R.J., Mandelbaum, B. R. e Chius, L. (1990). in vivo moment arm calculations at the ankle using mri. *Journal Biomechanics*, 23.

222. Rutherford, O. M.; Jones, D.A.(1992). Measurement of fibre pennation using ultrasound in the human quadriceps in vivo. *European Journal of Applied Physiology,* 65:433-437.

223. Sacks, R.D.; Roy, R.R.(1982). Architecture of the hindlimb muscles of cats: Functional significance. *Journal Morphology,* 173: 185-195.

224. Schmolinsky, G. (1978). *Track and Field.* Berlin: Sportverlag.

225. Schmolinsky, G.(1983). *Atletismo*. Ed. Estampa. Lisboa.

226. Schoenberg, M.; Podolsky, R. J. (1972). Length-force relation of calcium activated muscle fibers. *Science,* 176: 52-54.

227. Seireg, A.; Arvikar, R.J. (1977). A mathematical model for evaluation of forces in lower extremities of the musculoskeletal system. *Journal Biomechanics*, 6:313-326.

228. Seirul-Lo, F. (1992): "Salto de Longitud y Triple-Salto". in: J. Bravo, F. Lópes, H. Ruf, F. Seirul-Lo. *Atletismo II - Saltos*. Comité Olímpico Español. Madrid. Espanha.

229. Seyfarth, A.; Friedrichs, A.; Wank, V.; Blickhan,R. (1999). Dynamics of long jump. *Journal of Biomechanics,* 32, 1259-1267.

230. Shorten, M. R. (1987). Muscle elasticity and human performance. *Medicine Sport Science*. 25: 1-18.

231. Siluyanov, V.; Maximov, R. (1977). Speed and Strength in the Long Jump (Russian). *Legkaia Athletika*, 10:18. in: Yessis Review of Soviet Physical Education and Sports, 13, 71-73.

232. Spector, S. A.; Gardiner, P.F.; Zernicke, R.F.; Roy, R. R.; Edgerton, VV. R. (1980). Muscle architecture and force-velocity characteristics of cat soleus and medial gastrocnemius: Implications for motor control. *Journal Neurophysiology*, 44: 951-960.

233. Spoor, C. E.; Van Leeuwen, J. L. (1992). Knee muscle moment arms from mri and from tendon travel. *Journal Biomechanics*, 25.

234. Strizhak, A.; Mironenko, I.; Popov, G.; Petukhova, G.(1989). Secrets of The Long Jumps: Modern tendencies in the Training of High-Ranking Long Jumpers. *Legkaya Atletika,* 6: 22-23.

235. Susanka, P.; Jurdik, M.; Koukal, J.; Kratky, P.; Velebil, V. (1990): Biomechanical analysis of the triple jump. In: G.P.Bruggemann, P. Susanka (Eds.), *Scientific Report on the 2nd World Championships in Athletics, Rome 1987.* Second Edition. Rome: International Athletic Foundation.

236. Susanska, P.; Stepanek, J. (1986). Dependence of Resultant Sports Performance on Running Speed in the Long Jump. Praga

237. Teel, B. (1981). The Long Jump. In: Vern Gambetta (Ed.), *Track and Field Coaching Manual*, 155-165. NY:Leisure Press.

238. Tellez, T. (1980). Long Jump. *Track and Field Quarterly Review,* 80, 8-10.

239. ter Keurs, H. E. D. J.; Iwazumi, T.; Pollack, G.H. (1978). The sarcomere length-tension relation in skeletal muscle. *Journal General Physiology*, 72:565-592.

240. Ter-Ovanesian (1985). "Fundamentos del Salto de Longitud", in *Cuadernos de Atletismo*. R.F.E.A.,16:67-71.

241. Ter-Ovanesyan, I. (1966). Ueber den Weitsprung. *LdLa* 9, 255-257

242. Tidow,G. (1990). Models For Teaching Techniques and Assessing Movements in Athletics: The Long Jump. *Track Technique*,113:3607-3615.

243. Tihanyi, J.; Apor, P.; Fekete, G. Y. (1982). Foece-velocity-power characteristics and fiber composition in human knee extensor muscles. *European Journal Applied Physiology*, 82: 331-348.

244. Tisdall, R.M. and Sherie, F. (1934). *The young Athlete.* London: Blackie and Son. Webster, F.A. (1925). *Athletics. London:* George Allen and Unwin.

245. Tiupa, V.V. ; Aleshinsky, S. I.; Primakov, I.N.; Pereverzev, A.P.(1982). The biomechanics of the movement of the body's center of mass during long jump (russian). *Theoria i praktika fizicheskoi kulturi 5.*

246. Trotter, J.A.(1993). Functional morphology of force transmission in skeletal muscles. *Acta Anatomica*, 146:205-222.

247. Van Eijden, T. M.; Weijs, W. A.; Kouwenhoven, E.; Verburg, J. (1987). Forces acting on the patella during maximal voluntary contraction of the quadriceps femoris muscle at different knee flexion/extension. *Acta Anatomica*, 129.

248. Van Ingen Schenau, G. J.; Bobbert, M. F.; van Soest, A. J.(1990) The unique action of bi-articular muscles in leg extensions. In Jack M. Winters e Silvio L. Y. Woo (Eds.) *Multiple Muscle Systems. Biomechanics and Movement Organization.* Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag.

249. van Ingen Schenau, G.J.; Bobbert, M. F.; Woittiez, R. D.; Huijing, P. A. (1985). The instantaneous torque-angular velocity relation in a plantar flexion during jumping. *Medicine Sports Science Exercise*, 17: 422-426.

250. Van Soest, A. G. (1992). *Jumping from structure to control. A simulation study of explosive movements*. PhD thesis, Vrije Universiteit, Amsterdam, Netherlands.

251. Viidik, A. (1986). Adaptability of conective tissue. In: B. Saltin (Ed) *Biochemistry of Exercise VI*, pp 545-562. Champaign: Human Kinectic Publishers.

252. Visser, J. J., Hoogkamer, J. E., Bobbert,M.F. e Huijing, P. A. (1990). Length and moment arm of human leg muscles as a function of knee and hip-joint angles. *European Journal of Applied Physiology*, 61.

253. Wagemans, E.; Van Leemputte, M.; Willems, E. (1988). An ultrasound method to determine muscle structure. Proc. Am. Soc. Biomech., 12:208-9.

254. Wainwright, S. A.; Biggs, W. D.; Currey, J. D.; Gosline, J. M. (1976). Mechanical design in Organisms. Princeton University Press, Princeton, NJ. pp 88-93.

255. Walker, S.M.; Randolph-Schrodt, G. (1973). I-segment lengths and thin filament periods in skeletal muscle fibers of the Rhesus monkey and the human. *Anat. Rec.*, 178:68-82.

256. Walshe, A. D.; Wilson G. J.; Murphy, A. J. (1996). The validity and reliability of a test of lower body musculotendinous stiffness. *European Journal of Applied Physiology*, 70:825-339.

257. Ward-Smith, A.J. (1983). The influence of Aerodynamic and biomechanical factors on long jump performance. *Journal Biomechanics*, 8, 655-658.

258. Westing, S. H.; Seger, J. Y. (1989). Eccentric and concentric torque-velocity characteristics, torque output comparisons, and gravity effect torque corrections for the quadriceps and hamstring muscles in females. *International Journal Sports Medicine*, 10: 175-180.

259. Wickiewicz, T. L.; Roy, R. R.; Powell, P. L.,; Edgerton, V. R. (1983). Muscle architecture of the human lower limb. *Clinical Orthophedy*, 179.

260. Wickiewicz, T. L.; Roy, R. R.; Powell, P. L.; Perrine, J. J.; Edgerton, V. R. (1984). Muscle architecture and force-velocity relationships in humans. *Journal Applied Physiology*, 57(2).

261. Wilkie, D. R. (1950). The relation between force and velocity in human muscle. *Journal Physiology*, 110: 249-280.

262. Wilkie, D. R. (1968). Studies in biology. In Edward Arnold (Ed.) Muscle, vol. 11. London.

263. Wilkie, D. R.(1956).The mechanical properties of muscle. *Br. Med. Bull, 12.*

264. Wilkie, D.R.(1988). *Muscle, studies in biology, 1.* London: Edward Arnold.

265. Wilson, G. J.; Elliot, B. C.; Wood, G. A.(1992). Stretch shorten cycle performance enhancement through flexibility training. *Medicine and Science Sports Exercise*, 24: 116-123.

266. Wilson, G. Y.; Wood, G. A.; Elliot, B. C.(1991). Optimal stiffness of series elastic component in a stretch-shorten cycle activity. *Journal Applied Physiology*, 70: 825-833.

267. Wilt, F. (1974). Getting the "Hang" in the Long Jump. *Athletic Journal*, 54, 28-29, 86.

268. Winter (1990). *Biomechanics and motor control of human movement.* Ed. Wiley.

269. Winter, D.A.(1979). A new definition of mechanical work done in human movement. *Journal of Applied Physiology*, 46, 79-83.

270. Winters, J. M.; Woo, S. L. Y. (1990). *Multiple Muscle Systems. Biomechanics and Movement Organization.* Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag.

271. Winters, J.M.(1990). Hill-based muscle models: A systems engineering perspective. In Jack M. Winters e Silvio L. Y. Woo (Eds.) *Multiple Muscle Systems. Biomechanics and Movement Organization.* Berlin Heidelberg New York:Springer-Verlag.

272. Winters, J.M.; Stark, L. (1985). Analysis of fundamental human movements patterns through the use of in-depth antagonist muscle models. *IEEE Translations Biomedical Engineering, BME-32*, 826.

273. Winters, J.M.; Stark, L. (1987). Muscle models: what is gained and what is lost by varying model complexity. *Biol. Cybernetics*, 55.

274. Woledje, R. C.; Curtin, N. A.; Homsher, E. (1985). Energetics aspects of muscle contraction. Monographs of the Physiological Society, 40. Academic Press, London.

275. Woo, S. L.; Gomez, M. A.; Amiel, D.; Ritter, M. A.; Gelberman, R.H.; Akeson, W. H. (1981). The effects of the exercise on the biomechanical and biochemical properties of swine digital flexor tendons. *Journal Biomechanical Engineering*, 103: 51-61.

276. Yamaguchi, G. T.; Sawa, A.G.-U.; Moran, D. W.; Fessler, M. J.; Winters, J.M. (1990). A survey of human musculotendon actuator parameters. In Jack M. Winters e Silvio L. Y. Woo (Eds.). *Multiple Muscle Systems. Biomechanics and Movement Organization.* , Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag.

277. Young, W.; Marino, W. (1984). The Take-off in the Long and Triple Jumps. *Modern Athlete and Coach*, 22, 11-14.

278. Zahalak, G.I.(1990). Modelling Muscle Mechanics (and Energetics). In Jack M. Winters e Silvio L. Y. Woo (Eds.). *Multiple Muscle Systems. Biomechanics and Movement Organization.* , Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag.

279. Zajac, F.E. (1989). Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *CRC Clinical Reviews in Biomedical Engineering*, 17, 4:359-415.

280. Zatsiorsky, V.; Seluyanov, V. (1983). The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body. In Matsui and Kobayashi (Eds.) *Biomechanics VIII-B*, . Human Kinetics, Illinois.

281. Zotko, R. (1991). *"Contrôle du processus d'entraînement chez les sauteurs"*, Amicale des Entraineurs Français d'Athlétisme, nº 119, 37 - 41.

282. Zuurbier, C. J.; Huijing, P. A. (1993). Changes in Geometry of actively shortening unipennate rat gastrocnemius muscle. *Journal Morphology*, 218: 167-180.

filipe

TESE_SC.pdf
12/04/05 11:10

