

Análise e comparação das receções, em exercícios na Ginástica Acrobática com alteração da zona de contacto

Dissertação apresentada para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia
Mecânica na Especialidade de Produção e Projeto

Analysis and comparison of landing, in exercises in acrobatic gymnastics with change of contact zone

Autor

Cristiano Miguel Almeida Correia

Orientadores

Ana Paula Betencourt Martins Amaro

Maria de Fátima da Costa Paulino

Júri

Presidente	Professora Doutora Maria Augusta Neto Professora Auxiliar da Universidade de Coimbra Engenheiro João Paulo Ferreira Saraiva da Mouta Dias Investigador do Instituto Pedro Nunes
Vogais	Professor Doutor Luis Manuel Ferreira Roseiro Professor Coordenador do Instituto Superior de Engenharia de Coimbra
Orientador	Engenheira Maria de Fátima da Costa Paulino Assistente Convidada da Universidade de Coimbra

Colaboração Institucional



**Instituto Superior de
Engenharia de
Coimbra**



**Secção de Ginástica
da Associação
Académica de
Coimbra**

Coimbra, setembro, 2018

Dedico este trabalho à minha mãe e irmã.

Agradecimentos

Às Professoras Ana Martins Amaro e Maria de Fátima Paulino pela disponibilidade e acompanhamento prestado.

Ao laboratório de mecânica aplicada do Instituto Superior de Engenharia de Coimbra pela hospitalidade.

À Engenheira Linda Pinto de Jesus disponibilidade e colaboração fundamental na parte experimental deste trabalho.

Aos atletas e treinador que participaram no presente estudo pela sua disponibilidade.

A todos aqueles que de uma forma direta ou indireta contribuíram para a realização desta dissertação.

Resumo

A análise da pressão plantar tem vindo a apresentar uma importância crescente no estudo da estrutura e função do pé. Para além de fornecer dados biomecânicos que permitem a compreensão das causas, tratamento e prevenção de lesões plantares de diversas patologias, possibilita ainda a análise dos efeitos de atividades do quotidiano e desportivas no pé.

O presente estudo tem como objetivo quantificar e comparar a influência de várias superfícies de receção, utilizadas em Ginástica Acrobática, através da análise da pressão plantar dos ginastas no momento da receção ao solo. A amostra considerada é composta por cinco atletas de alta competição, três volantes e dois bases, com idades compreendidas entre os 12 anos e os 17 anos, da secção de ginástica da Associação Académica de Coimbra.

Realizaram-se um total de treze saltos, para os quais foram utilizadas superfícies de receção distintas, nomeadamente, dois praticáveis e três colchões de amortecimento. Os saltos foram efetuados considerando-se duas alturas diferentes, de 0,45 m e 1,15 m.

O sistema de aquisição de dados utilizado é baseado em palmilhas flexíveis de referência, designadamente sistema Pedar® (Novel, Alemanha), que permitiu obter a distribuição da pressão plantar para cada atleta nas várias situações de teste. A análise dos resultados centra-se na comparação da pressão plantar dos atletas, no momento da receção ao solo, para diferentes zonas de contacto e altura. É ainda estudada a distribuição da pressão plantar dos ginastas nos diferentes saltos realizados.

Dos resultados obtidos foi possível concluir que o tipo de praticável, e a altura de salto, tem influência considerável nos valores de pressão plantar obtida.

Palavras-chave: Ginástica Acrobática, Pressão Plantar, Sistema Pedar®, Superfícies de Receção.

Abstract

Plantar pressure analysis has been playing an increasingly important role in the study of foot structure and function. This analysis provides biomechanical data that allow the understanding of the causes, treatment and prevention of plantar lesions of various pathologies, and also allows the analysis of the effects of everyday activities and sports in the foot.

The principal goal of this study was to quantify and compare the influence of various landing surfaces used in Acrobatic Gymnastics through the analysis of the plantar pressure of the gymnasts during landing. The sample considered is composed of five expert gymnasts, three tops and two bases, aged between 12 years and 17 years, of the gymnastics section of the Associação Académica de Coimbra.

A total of thirteen jumps were made using five different landing surfaces, namely two practicable and three cushion mattresses. The jumps were made from two different heights, 0.45 m and 1.15 m.

The data acquisition system used is based on flexible reference insoles, namely the Pedar® system (Novel, Germany). The analysis of the results focuses on the comparison of the plantar pressure of the athletes, at the moment of the landing to the ground, for different zones of contact and height. The pressure distribution of the gymnasts in the different jumps is also analyzed.

From the obtained results it was possible to conclude that the type of practicable, and the height of jump, has a considerable influence on the values of plantar pressure acquired.

Keywords Acrobatic Gymnastics, Landing Surfaces, Pedar® System, Plantar Pressure.

Índice

Índice de Figuras.....	ix
Índice de Tabelas	xi
Simbologia e Siglas.....	xiii
Simbologia.....	xiii
Siglas	xiii
1. INTRODUÇÃO	1
2. O PÉ E A GINÁSTICA ACROBÁTICA.....	3
2.1. O Pé.....	3
2.2. Ginástica Acrobática	4
2.2.1. Breve enquadramento histórico	4
2.2.2. Características da Ginástica Acrobática.....	5
3. DISTRIBUIÇÃO DA PRESSÃO PLANTAR	11
3.1. Pressão plantar e ACRO.....	12
3.2. Técnicas e sistemas de medição	13
3.3. Parâmetros associados.....	15
3.3.1. Pico de Pressão	16
3.3.2. Impulso.....	16
3.3.3. Área e tempo de contacto.....	16
4. METODOLOGIA E EQUIPAMENTOS	17
4.1. Sistema Pedar®	17
4.2. Amortecimento	18
4.2.1. Praticáveis	18
4.2.2. Colchões de amortecimento	20
4.3. Tipos de salto.....	21
4.4. Protocolo de aquisição de dados.....	23
5. REGISTO E TRATAMENTO DE DADOS	25
5.1. Parâmetros comparativos	27
5.2. Análise quantitativa	28
6. RESULTADOS E DISCUSSÃO	29
6.1. Amortecimento	29
6.1.1. Praticável Vermelho	29
6.1.2. Praticável Azul	31
6.2. Comparação entre os Praticáveis	32
6.3. Altura	34
6.4. Distribuição da pressão plantar	36
7. CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	43
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	45

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1. Subdivisões do pé (http://rafaelbarban.com.br , 2018).	3
Figura 2.2. Tipos de pé (http://globoesporte.globo.com , 2018).	4
Figura 2.3. Funções desempenhadas pelos ginastas (<i>FIG</i> , 2017).....	7
Figura 3.1. Sistema Pedar® (http://www.novel.de , 2018).	14
Figura 4.1. Praticável Vermelho: 1 – Cobertura em rolos; 2 – espuma de conforto tipo fole; 3 – Blocos de espuma dinâmicos (https://www.gymnova.com , 2018).	19
Figura 4.2. Praticável Azul: 1 – cobertura em rolos; 2 – espuma de conforto; 3 – estrado em madeira; 4 – molas (https://www.spieth-gymnastics.com , 2018).	19
Figura 4.3. Colchões de amortecimento: 1 – Colchão 1; 2 – Colchão 2; 3 – Colchão de Queda.....	20
Figura 4.4. Altura do salto: (a) bloco baixo (1); (b) bloco alto (2).	21
Figura 4.5. Tipos de salto: (a) sequência C1; (b) sequência E2.	22
Figura 4.6. Atleta equipada com o sistema Pedar®.....	23
Figura 5.1. <i>Software</i> Pedar®: (a) distribuição da pressão plantar; (b) evolução da pressão, força e área de contacto.	25
Figura 5.2. Distribuição da pressão plantar considerando 0,75 PP.....	28
Figura 6.1. Distribuição da pressão plantar: Base 1.....	37
Figura 6.2. Distribuição da pressão plantar: Base 2.....	38
Figura 6.3. Distribuição da pressão plantar: Volante 1.....	39
Figura 6.4. Distribuição da pressão plantar: Volante 2.....	40
Figura 6.5. Distribuição da pressão plantar: Volante 3.....	41

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 4.1. Dados antropométricos dos atletas.	17
Tabela 4.2. Protocolo de ensaios.	22
Tabela 6.1. Comparação do amortecimento: praticável Vermelho, bloco baixo.	30
Tabela 6.2. Comparação do amortecimento: praticável Vermelho, bloco alto.	30
Tabela 6.3. Comparação do amortecimento: praticável Azul, bloco baixo.	32
Tabela 6.4. Comparação do amortecimento: praticável Azul, bloco alto	32
Tabela 6.5. Comparação entre os praticáveis: pé esquerdo.....	33
Tabela 6.6. Comparação entre os praticáveis: pé direito.	34
Tabela 6.7. Comparação da altura: pé esquerdo.....	35
Tabela 6.8. Comparação da altura: pé direito.....	35

SIMBOLOGIA E SIGLAS

Simbologia

A – Área

DesvP – Desvio padrão

F – Força

F_m – Força média

F_{max} – Força máxima

FTI - Impulso

MPP – Pressão máxima, numa medição, para cada sensor

MVP – Pressão média, numa medição, para cada sensor

P – Pressão plantar

P_m – Pressão média

P_{max} – Pressão máxima

P_{m10} – Pressão média com base nas dez pressões mais elevadas

PP – Pico de pressão

PTI – Energia

V_{am} – Variação de P_{m10} do amortecimento relativamente ao do praticável

V_p – Variação de P_{m10} no praticável Azul relativamente ao praticável Vermelho

V_h – Variação de P_{m10} no bloco alto relativamente ao bloco baixo

t – Tempo

Siglas

ACRO – Ginástica Acrobática

FIG – Federação Internacional de Ginástica

FPTDA – Federação Portuguesa de Trampolins e Desportos Acrobáticos

FPG – Federação Portuguesa de Ginástica

1. INTRODUÇÃO

O pé é a estrutura essencial na função biomecânica dos membros inferiores, sendo a única que interage com o solo, responsável pelo controlo da pressão plantar, apoio e estabilidade do corpo, gerar o impulso e absorver o impacto (Gagey e Weber, 2000; Briobot, 2001; Tábuas, 2012).

A Ginástica Acrobática é caracterizada pela realização de exercícios estáticos e dinâmicos, que exigem dos atletas diversas competências físicas tais como força, coordenação, agilidade, flexibilidade e equilíbrio. Esta disciplina da ginástica, praticada em pares, trios ou quadras, destaca-se pela colaboração e harmonia de esforços entre os atletas na execução das figuras. Cada elemento do par ou grupo assume uma designação específica dependendo da função que desempenha, podendo ser base, intermédio ou volante. Na Ginástica Acrobática há quatro grupos de elementos técnicos subjacentes à formação das figuras: montes, desmontes, apanhados sem fase de voo (do inglês, *catch*) e elementos com fase de voo.

O momento da receção ao solo, durante o desmonte, pode gerar forças de reação superiores a dez vezes o peso corporal (McNitt-Gray, 1991), que conduz a uma taxa elevada de lesões músculo-esqueléticas nas extremidades inferiores dos atletas, mesmo utilizando superfícies de receção projetadas para esta prática (Daly, Bass, e Finch, 2001; Arampatzis, *et al.*, 2002; Mills, Pain, e Yeadon, 2006).

A análise da pressão plantar tem-se revelado uma ferramenta essencial no estudo do comportamento do pé, fornecendo dados biomecânicos que proporcionam a compreensão das causas, tratamento e prevenção de lesões plantares (Filippin, 2007; Tábuas, 2012). Devido à grande variedade e flexibilidade dos sistemas de medição atuais, a análise da pressão plantar é utilizada numa ampla gama de problemas, essencialmente, na área da saúde.

Geralmente, a análise da pressão plantar é realizada com o auxílio de sistemas de medição, que podem ser divididos em sistemas baseados em palmilhas e plataformas de pressão. Estes sistemas têm como principais vantagens serem portáteis e apresentarem os

dados em tempo real, podendo ser empregados tanto em estudos estáticos como estudos dinâmicos.

O objetivo deste trabalho é quantificar e comparar a influência de várias superfícies de contacto, analisando a pressão plantar em ginastas de alta competição no momento da receção ao solo. O sistema de medição utilizado é baseado em palmilhas com uma matriz de 99 sensores de força, nomeadamente, o sistema Pedar® (Novel, Alemanha).

A presente dissertação encontra-se estruturada em sete capítulos. Neste primeiro capítulo é feita a introdução ao tema deste trabalho e das principais matérias com ele relacionadas. É também apresentado o objetivo principal do trabalho desenvolvido no âmbito da dissertação. No segundo capítulo, é apresentada a estrutura, funções e tipos de pé. Além disso, é desenvolvido o tema da Ginástica Acrobática quanto ao seu enquadramento histórico, características e estruturas dos exercícios e elementos técnicos. No capítulo três é descrito o conceito de pressão plantar, sendo apresentada a sua importância, técnicas e sistemas de medição e os seus parâmetros associados. É ainda feita a relação entre pressão plantar e Ginástica Acrobática. Seguidamente, no capítulo quarto, encontra-se exposta a metodologia e equipamentos utilizados, nomeadamente, o amortecimento e sistema de medição. É ainda detalhado o protocolo de aquisição de dados e o código dos tipos de salto adotado. O quinto capítulo descreve o procedimento de registo e tratamento de dados. No sexto capítulo é feita a análise comparativa dos resultados obtidos com base na pressão plantar dos atletas para diferentes superfícies de contacto e altura. Por fim, no capítulo sete, apresentam-se as principais conclusões resultantes do estudo desenvolvido nesta dissertação e sugestões para desenvolver no futuro.

2. O PÉ E A GINÁSTICA ACROBÁTICA

2.1. O Pé

O pé humano é a estrutura essencial na função biomecânica dos membros inferiores. É responsável por controlar a pressão plantar, dar apoio e estabilidade ao corpo, gerar o impulso e absorver o impacto (Gagey e Weber, 2000; Bricot, 2001). É considerado uma das estruturas biomecânicas mais complexas do Homem, sendo a única parte do corpo humano que interage com o solo (Tábuas, 2012). O pé é constituído por vinte e seis ossos, trinta e três articulações, músculos, tendões e ligamentos (Jesus, 2016).

O pé pode ser dividido em três partes, o antepé, o mediopé e o retropé, representadas na figura 2.1. O antepé é formado pelos ossos do metatarso e falanges. O médiopé é constituído pelos ossos cuneiformes, cubóide e navicular, responsáveis pela sustentação do arco do pé e absorção do impacto com o solo. O retropé é composto pelo osso calcâneo, tendo a função de estabilizar o corpo durante a marcha e serve de alavanca ao tendão de Aquiles (Whittle, 2007).



Figura 2.1. Subdivisões do pé (<http://rafaelbarban.com.br>, 2018).

Os pés podem ser classificados, consoante o seu tipo morfológico, como pé normal, chato ou varo. O pé chato é caracterizado como uma deformação em valgo do

retropé, originando um abatimento do arco plantar, que conduz a uma diminuição da capacidade de amortecimento do pé, e a um aumento da área em contacto com o solo. Por outro lado, no pé cavo, o arco do pé é mais elevado do que o normal devido à deformação em varo do retropé. Como consequência há um aumento da pressão plantar pois a área em contacto com o solo é menor (Roth *et al.*, 2013). Na figura 2.2 estão esquematizados os diferentes tipos de pé.



Figura 2.2. Tipos de pé (<http://globoesporte.globo.com>, 2018).

2.2. Ginástica Acrobática

2.2.1. Breve enquadramento histórico

A Ginástica Acrobática (ACRO) é uma disciplina cuja origem provém de atividades de carácter mitológico realizadas nas cerimónias religiosas e festas sagradas. Segundo Merida *et al.* (2008), a Ginástica Acrobática nasceu nas artes circenses praticadas nas civilizações das antigas Grécia e Roma e também China e Egipto. Estes povos

dedicavam-se a atividades similares, entre elas a construção de pirâmides humanas, com os mais variados fins, fossem eles lúdicos, religiosos ou militares (Frantzopoulou *et al.*, 2012).

Foi durante a Idade Média que o nível das acrobacias registou uma elevada expansão. Nessa época, as atividades circenses atingiram o seu ponto alto nas festas populares, onde grupos de acrobatas e saltimbancos tinham um grande destaque, tornando-se cada vez mais profissionais (Merida *et al.*, 2008). A harmonia, a estética e a sequência dos movimentos executados desde sempre assumiu especial importância, aspetos que ainda hoje refletem um papel preponderante e integrante para o desenvolvimento da modalidade (Oliveira, 2007).

Embora o número de seguidores da acrobacia tenha aumentado no século XIX, apenas no início do século XX sofreu uma evolução extraordinária, sobretudo nos países da Europa de Leste (Dina, 2014). É em 1939, ano em se realizou o primeiro campeonato de Desportos Acrobáticos, que a ACRO começa a assumir a configuração que hoje se conhece e se torna numa modalidade desportiva. (Pozzo & Studeny, 1987). O primeiro campeonato mundial de ACRO foi realizado em 1974, em Moscovo, e desde essa data esta modalidade passou a estar integrada num sistema de competição formal a nível mundial. Atualmente, a ACRO é tutelada a nível mundial pela *Fédération Internationale de Gymnastique* (FIG).

Em Portugal, a ACRO teve a sua génese nas atividades desenvolvidas, principalmente, por classes de grupo masculinas, designadas pela expressão "Forças Combinadas". Estas classes marcaram uma época e criaram uma tradição que se manteve e se alargou a classes mistas de grupo (Fernandes, 1989).

A primeira competição de ACRO ocorreu em 1982, e desde então a ACRO ganhou um outro ânimo enquanto modalidade desportiva, levando à criação, em 1991, da Federação Portuguesa de Trampolins e Desportos Acrobáticos (FPTDA), atual Federação Portuguesa de Ginástica (FPG).

2.2.2. Características da Ginástica Acrobática

A ACRO caracteriza-se pela realização de uma diversidade de movimentos estáticos e dinâmicos, que exigem dos seus participantes elevadas capacidades coordenativas. É uma modalidade muito completa, a qual obriga a que os ginastas possuam

diversas componentes físicas, nomeadamente, força, coordenação, agilidade, flexibilidade e equilíbrio, para executarem os mais variados elementos que constituem os exercícios da ACRO.

Entre as disciplinas de ginástica, a ginástica acrobática enfatiza uma estreita colaboração e uma harmonia de esforços recíproca entre os ginastas para realizar, em pares ou em grupos (trios ou quadras), várias formações acrobáticas que constituem figuras de equilíbrio e figuras dinâmicas.

De acordo com Merida *et al.* (2008), são três os princípios fundamentais que definem a ACRO: a formação de figuras ou elementos de conjunto; a realização de saltos acrobáticos, elementos de força, flexibilidade e equilíbrio para transitar de uma figura para outra; e a execução de elementos de dança, saltos e piruetas gímnicas como componente coreográfica.

Nesta modalidade, e segundo o atual Código de Pontuação de Ginástica Acrobática (*Federation Internationale de Gymnastique*, 2017), existem cinco categorias de competição que são: i) Pares Femininos; ii) Pares Masculinos; iii) Pares Mistos; iv) Trios Femininos; e v) Quadras Masculinas.

Dentro das categorias acima referidas, cada um dos elementos que constitui o par/grupo assume uma designação específica dependendo da função que desempenha. Estas funções são definidas de acordo com a estatura e capacidades físicas, bem como em função da idade dos ginastas. Nas competições oficiais, existem regras que relacionam a altura e a idade dos ginastas para definir as funções específicas e categorias de cada um (*Federation Internationale de Gymnastique*, 2017). Assim, nas categorias de pares (femininos, masculinos ou mistas), um dos ginastas assume a função de base e o outro de volante. Nas categorias de grupo (trios ou quadras), para além do base e do volante, existe ainda a posição de intermédio, (Fernandes, 1989; França, 2000) (figura 2.3).

O base é o ginasta que se encontra, por definição, na base da estrutura gímica. Tem como função sustentar e projetar os restantes elementos da figura acrobática. O base é, normalmente, o elemento mais velho do par/grupo, tem uma estatura mais alta e é fisicamente o mais forte de modo a facilmente sustentar o volante e/ou intermédio(s).

O intermédio, tal como o nome indica, fica no meio. É o ginasta que ajuda a suportar e projetar o volante ou que executa posições intermediárias. Deve possuir características análogas às do base, mas mais leve e com menor estatura.

O volante é o ginasta que fica no topo do conjunto, ou seja, é aquele que é suportado e projetado pelos restantes elementos da formação. Este é, normalmente, o elemento mais novo do par/grupo, com a constituição física mais pequena e mais leve para facilitar o trabalho do conjunto. Deve ser o ginasta mais versátil, possuir uma elevada flexibilidade e tonicidade muscular.

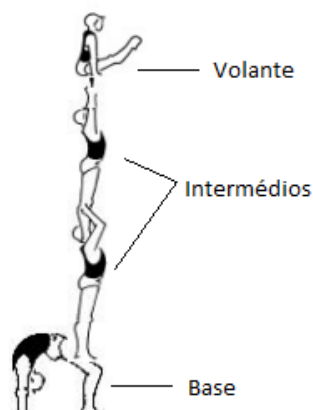


Figura 2.3. Funções desempenhadas pelos ginastas (FIG, 2017).

2.2.2.1. Estrutura dos exercícios a realizar na ACRO

Os exercícios de Ginástica Acrobática são executados com música, num praticável com uma dimensão de 12x12 [m] de área de competição, onde os ginastas concretizam um conjunto de figuras acrobáticas. Estas figuras podem assumir duas variações: equilíbrio e dinâmico.

Nas figuras de equilíbrio o par/grupo tem que manter durante, pelo menos, três seg. uma posição estática. Por outro lado, nas figuras dinâmicas, o base, se se tratar de um par, ou os bases e os intermédios, caso seja um grupo, têm que projetar o volante para este realizar, durante a fase de voo, um determinado movimento individual (por exemplo, mortal, pirueta ou duplo) e voltar a ser recebido pelos restantes elementos da formação, (Fernandes, 2016).

Em competição, existem três grupos de exercícios: equilíbrio, dinâmico e combinado. Estes exercícios distinguem-se quer pela estrutura, quer no conteúdo (Federation Internationale de Gymnastique, 2017).

O exercício de equilíbrio é preenchido com elementos técnicos de equilíbrio, sendo estes estáticos, ou seja, os ginastas têm que se manter em contacto durante o tempo da formação da figura, podendo realizar interligações entre os elementos. Neste tipo de exercícios os ginastas devem demonstrar força, equilíbrio, flexibilidade e agilidade.

Os exercícios de dinâmico devem ser constituídos apenas por figuras dinâmicas, nos quais são realizados elementos com uma fase de voo, vulgarmente designados por saltos mortais, que podem ser combinados com piruetas e interligados entre si. Ao executar este tipo de exercício os ginastas base e intermédio devem demonstrar impulsão, projeção e uma fase de voo antes da receção do volante.

Por último, o exercício combinado agrupa as características dos dois exercícios descritos anteriormente, ou seja, os ginastas realizam elementos dinâmicos e de equilíbrio.

2.2.2.2. Estrutura dos elementos técnicos da ACRO

Na Ginástica Acrobática há quatro grupos de elementos técnicos subjacentes à formação das figuras: ‘montes’, ‘desmontes’, ‘apanhados sem fase de voo’ (do inglês, *catch*) e elementos com fase de voo.

Os ‘montes’ incluem todos os movimentos de subida, com ou sem fase de voo, que podem ir desde o solo ou do parceiro, até uma posição estática num nível mais elevado (*Federation Internationale de Gymnastique*, 2017).

Os ‘desmontes’ constituem todas as receções no solo depois de uma fase de voo. Assim, um ‘desmonte’ implica uma descida ou salto do base para o solo, na qual os ginastas perdem o contacto com os parceiros existindo uma fase de voo entre a projeção e a receção (*Federation Internationale de Gymnastique*, 2017).

O terceiro grupo de elementos inclui todos os elementos que terminam no momento em que o(s) base(s) apanha(m) o volante após uma fase ou período de voo deste último. Já a última categoria engloba os elementos (dinâmicos) que têm início no solo e nos quais o volante sofre uma projeção que o fará descrever uma trajetória aérea, efetuando a receção de regresso ao praticável (por exemplo, salto mortal).

O modo como os ginastas “montam” uma determinada figura, e a forma como saem da mesma, são aspetos que merecem também uma especial atenção por parte dos ginastas, treinadores e juizes. De acordo com o Código de Pontuação da Ginástica

Acrobática da FIG (2017), para obter uma boa pontuação dos juízes, o(a) ginasta deve absorver a força de impacto da receção sem perder o equilíbrio ou mover os pés no momento da receção ao solo.

3. DISTRIBUIÇÃO DA PRESSÃO PLANTAR

Uma mudança nos movimentos ou alteração patológica no pé, por mais pequena que seja, pode originar consequências graves na função do pé, nomeadamente a absorção de sobrecargas, impulso e estabilização (Sammarco e Hockenbury, 2001).

A pressão plantar pode ser definida como sendo o quociente entre a força normal exercida pela superfície em contacto com o pé e a área em que esta atua. A magnitude desta força depende essencialmente do peso corporal, e dos movimentos realizados pelo indivíduo.

É na área da saúde que a análise da pressão plantar se tem revelado essencial na compreensão do comportamento do pé, tanto em situações estáticas como dinâmicas, tais como a marcha, corrida e salto (Filippin, 2007; Tábuas, 2012). Segundo os mesmos autores, os dados biomecânicos proporcionam a compreensão das causas, tratamento e prevenção de lesões plantares.

A análise da pressão plantar é geralmente aplicada na deteção e estudo de patologias e deformidades da região plantar, designadamente a influência de tratamentos e intervenções cirúrgicas, comparação entre indivíduos saudáveis e patológicos, investigação de soluções que conduzam à distribuição mais homogénea da pressão plantar e no efeito da variação da pressão plantar em indivíduos que exercem uma determinada função (Tábuas, 2012).

De acordo com Imamura (1997), as primeiras experiências da análise da distribuição da pressão plantar foram realizadas por Carlet, em 1872, e Marey, em 1873. De forma a registar a contacto do pé com o solo ao longo da marcha, Carlet e Marey utilizaram calçado com câmaras de ar. Em 1882, Beeley colocou as pessoas descalças, sob um saco de gesso, com o objetivo de medir a pressão suportada através da profundidade da impressão do pé deixada no gesso (Elftman, 1934). As primeiras medições em tempo real da pressão plantar foram conduzidas por Elftman (1934) utilizando transdutores de força. Estas medições serviram de base para desenvolver os sistemas de medida que atualmente estão disponíveis (Henning, 2003).

Devido à grande variedade e flexibilidade dos sistemas de medição de pressão plantar que atualmente estão disponíveis, são muitos os trabalhos realizados nas diversas vertentes acima referidas. A maior incidência destes trabalhos recai na análise da pressão plantar em indivíduos com algum tipo de condicionamento clínico. Alguns exemplos das patologias analisadas através da pressão plantar são a diabetes (Abboud, 2000), obesidade (Filippin, 2007), autismo (Ximenes e Peron, 2013) e Hallux Valgus (Jesus, 2016).

3.1. Pressão plantar e ACRO

Apesar do uso de equipamentos de receção especificamente projetados para o efeito, existe uma taxa muito alta de lesões músculo-esqueléticas nas extremidades inferiores dos ginastas de competição decorrentes da realização de desmontes (Daly, Bass, e Finch, 2001; Arampatzis, *et al.*, 2002; Mills, Pain, e Yeadon, 2006).

Os desmontes induzem uma elevada pressão no sistema músculo-esquelético dos pés (Caine *et al.*, 1989; Kerwin, Yeadon e Lee, 1990). Segundo McNitt-Gray (1991), no momento da receção ao solo podem ser geradas forças de reação superiores a dez vezes o peso corporal dos ginastas, o que pode levar a uma sobrecarga das extremidades inferiores.

A capacidade de um ginasta para absorver as forças de impacto na receção, e manter o equilíbrio, é influenciada pela posição do ginasta no momento do desmonte, pelos movimentos feitos pelo ginasta durante o desmonte e pelas propriedades físicas da superfície de receção (McNitt-Gray, Yokoi e Millward, 1994; Brian, Self e Paine, 2001; Perez, Llana e Alcantara, 2008).

Atualmente, os requisitos estabelecidos nas normas da FIG referentes aos equipamentos de competição especificam as dimensões das superfícies de receção e várias outras características, tais como densidade, resistência à tração e compressibilidade da espuma usada nos praticáveis e colchões (FIG, 2018a e 2018b). No entanto, alguns estudos referem que os testes estabelecidos nas normas da FIG não avaliam a carga interna, ou a influência das estratégias usadas pelos ginastas para interagir com a superfície de receção (McNitt-Gray, Yokoi e Millward, 1993, 1994; Pérez, Llana e Alcantara, 2006).

Existem vários estudos (McNitt-Gray *et al.*, 1993; Arampatzis *et al.*, 2005; Pérez *et al.*, 2008), que analisam a interação entre as extremidades dos membros inferiores dos

ginastas com diferentes superfícies de receção utilizadas no desmonte. Os resultados obtidos demonstraram que o tipo de superfície de amortecimento é um dos fatores que afeta o risco de lesão (McNitt-Gray *et al.*, 1994).

Arampatzis *et al.* (2002) mostraram que se se alterar as propriedades do material da superfície de receção, ou a estratégia de receção adotada pela ginasta no desmonte, pode influenciar o movimento no mediopé e antepé. Neste sentido, a tensão de uma articulação ou o risco de lesão não depende apenas das características da carga aplicada, mas também da área do pé onde essa carga é aplicada (Mcclay e Manal, 1997; Hintermann e Nigg, 1998). Portanto, o modo como a carga é distribuída sobre o pé é uma questão importante quando se estuda o impacto durante os desmontes.

3.2. Técnicas e sistemas de medição

Nos dias de hoje, existe uma ampla variedade de técnicas e sistemas de medição da pressão plantar. Estas técnicas de medição são classificadas como acumulativas, óticas ou eletromecânicas, dependendo do modo de funcionamento (Efstathia, 2006). Os sistemas de medida podem ser divididos em dois grupos: plataformas de pressão e sistema de palmilhas (Cavanagh, 1994).

As técnicas acumulativas determinam apenas a região plantar que está sujeita a maior carga durante a sua aplicação, com o recurso a um tapete de borracha (*footprint*) ou cápsulas envoltas em camadas de espuma (microcápsulas). As técnicas óticas interpretam a pressão plantar através da análise visual. Alguns exemplos destas técnicas passam pela utilização de materiais fotoelásticos, placas de vidro sob uma outra de borracha, ou na análise do ângulo de reflexão da luz quando atravessa uma placa de vidro sobre uma folha de plástico (Efstathia, 2006).

As técnicas de medição mais usuais são as eletromagnéticas. A particularidade destas técnicas é que utilizam sensores localizados numa região específica do pé, ou em toda a sua área plantar, podendo, assim, ao contrário das outras técnicas, analisar a pressão plantar de forma quantitativa (Orlin e McPoil, 2000; Efstathia, 2006;). As principais vantagens destas técnicas face aos sistemas de medição é a sua facilidade de utilização e o reduzido custo de aquisição (Sousa e Tavares, 2006). Os principais tipos de sensores utilizados são: *Force Sensitive Resistor*, transdutores capacitivos e hidrocélulas (Tábuas, 2012).

Os sistemas de medição atuais têm tido maior aplicação nos trabalhos desenvolvidos na área da pressão plantar (Chevalier, Hodgins *et al.* 2010). De uma forma geral, são constituídos por um sistema de aquisição de dados, com um sensor ou uma matriz de sensores de força, e um computador, onde a informação é processada e analisada por *software* (Tábuas, 2012). Embora o princípio de funcionamento seja semelhante, estes sistemas podem ser divididos em duas categorias: baseados em palmilhas e usando plataformas de pressão. Ambos os sistemas são portáteis e têm a capacidade de mostrar a distribuição de pressão em tempo real, quer em situações estáticas, quer em dinâmicas. No entanto, de acordo com Imamura (1997), a utilização do sistema de palmilhas, na análise de situações dinâmicas, oferece maior informação face aos sistemas “tradicionais” e plataformas de pressão, na medida em que podem ser colocadas dentro do calçado e, assim, permitirem a avaliação de indivíduos durante a atividade quotidiana, ou desportiva, e a interação entre o pé e o calçado.

O sistema baseado em palmilhas, designado por Pedar®, pode ser visualizado na figura 3.1. É constituído por um par de palmilhas contendo entre 85 a 99 sensores, conectados a um amplificador de sinal. Este, por sua vez, é ligado a um dispositivo de gravação e armazenamento de dados, colocados tipicamente na cintura do atleta (Seger, 2016). Os dados são recebidos em tempo real no computador, via *wireless* ou por *Bluetooth*, através do amplificador de sinal. Há, ainda, a possibilidade de armazenar os dados num cartão de memória e descarregar a informação após as medições. Esta valência é útil em situações em que o atleta percorre longas distâncias, como por exemplo no ciclismo.



Figura 3.1. Sistema Pedar® (<http://www.novel.de>, 2018).

A seleção do sistema de medição deve ter em conta certas especificações dependendo do problema em causa (Orlin e McPoil, 2000). De entre elas, destacam-se a resolução, frequência de amostragem e fiabilidade. A resolução refere-se ao número e tamanho dos sensores utilizados. Quando maior for o número de sensores, maior será a resolução do sistema. A leitura num sensor “grande” não é equivalente à leitura feita por um conjunto de sensores mais pequenos para a mesma área (Roy, 1988).

A frequência de amostragem define-se como o número de medições feitas por cada sensor por segundo, geralmente registada em Hertz (Hz) (Roy, 1988). A maioria dos sistemas funciona entre 50 e 100 Hz, devendo ser utilizados equipamentos a partir de 75 Hz para o registo do impacto do atleta no solo (Shaff, 1993; Urry, 1999).

A fiabilidade está relacionada com a capacidade que um sistema tem em cumprir os objetivos com precisão, em função da situação em que é aplicado. É impossível obter a replicabilidade das medições a 100%. Para obter resultados com o nível de certeza desejado devem ser efetuadas entre três a cinco medições (Hughes, Pratt *et al.*, 1991; Taunton *et al.*, 1993; Gurney *et al.*, 2008).

3.3. Parâmetros associados

Os sistemas de pressão plantar registam essencialmente três variáveis: força, área e tempo. A força é obtida diretamente através dos sensores capacitivos. A área é dada pela área do sensor em que está a ser exercida a carga. O tempo corresponde ao intervalo temporal em que é feita a medição. A partir destas três variáveis é possível calcular uma ampla variedade de parâmetros, dos quais se destacam a pressão, pico de pressão, curva de pico de pressão, impulso, área de contacto, centro de pressões e índice de arco plantar.

A relevância destes parâmetros depende sempre do objetivo de cada estudo em concreto (Rosebaum e Becker, 1997; Tábuas 2012;). Atendendo ao âmbito deste trabalho apenas são descritos os mais relevantes para o objetivo pretendido no mesmo.

3.3.1. Pico de Pressão

A pressão plantar (P) é calculada dividindo a força pela área de contacto. O pico de pressão (PP) é dado pela pressão máxima registada numa medição (Giacomozzi, 2006). Considerando um sistema com n sensores, a pressão de pico é dado por:

$$PP = \max(P_1, P_2 \dots P_n), \quad (3.1)$$

3.3.2. Impulso

O impulso representa o efeito cumulativo da pressão em função do tempo, determinando o valor da carga total durante o intervalo de tempo em que a superfície plantar está em contacto com o solo (Melai, 2011). O impulso também designado por *Pressure-Time Integral* (PTI) é calculado com base na seguinte expressão:

$$PTI = \sum PP_n \times \Delta t, \quad (3.2)$$

em que t designa o tempo.

3.3.3. Área e tempo de contacto

A área de contacto é dada pelo somatório das áreas dos sensores que estão sob carga. Por outro lado, o tempo de contacto corresponde ao tempo em que a superfície do pé mantém o contacto com o solo.

4. METODOLOGIA E EQUIPAMENTOS

No presente estudo participaram, como voluntários, um conjunto de cinco atletas de alta competição, três volantes e dois bases, da secção de ginástica da Associação Académica de Coimbra. Os dados antropométricos dos atletas são apresentados na tabela 4.1. Os encarregados de educação dos atletas tomaram conhecimento do estudo tendo assinado um termo de consentimento. A recolha dos dados foi realizada antes dos atletas iniciarem o treino, no local de treino, durante os meses de novembro e dezembro de 2017. Dada a necessidade de preservar a identidade dos atletas, os atletas base serão identificados como Base 1 e 2, e os atletas volante como Volante 1, 2 e 3.

Tabela 4.1. Dados antropométricos dos atletas.

Atleta	Sexo	Idade	Massa [kg]	Altura [cm]
Base 1	Feminino	17	51,6	155
Base 2	Masculino	15	56,6	170
Volante 1	Feminino	12	39,8	150
Volante 2	Feminino	12	40,8	151
Volante 3	Feminino	12	41	151

4.1. Sistema Pedar®

A pressão plantar dos atletas foi medida através do sistema Pedar® (Novel, Alemanha). Este sistema é baseado em palmilhas flexíveis, contendo uma matriz de 99 sensores capacitivos de força por palmilha. Os sensores estão distribuídos de forma homogénea ao longo da palmilha. O tamanho da palmilha foi selecionado tendo em conta o tamanho do pé dos atletas. Para a palmilha em questão, cada sensor ocupa uma área de

aproximadamente 1 cm², variando ligeiramente, dependendo da localização do sensor na palmilha.

As especificações técnicas do sistema utilizado são:

- Espessura dos sensores – 1,9 mm;
- Número de sensores – 99 por palmilha;
- Amplitude de pressão – 637,5 kPa;
- Histerese – 7 %;
- Resolução – 2,5 kPa;
- Frequência de amostragem – 50 Hz.

4.2. Amortecimento

Na ACRO, as superfícies de amortecimento utilizadas no treino de um determinado exercício dependem do domínio por parte dos atletas relativamente ao exercício. Ou seja, à medida que um atleta vai aperfeiçoando a execução do exercício, a superfície de amortecimento (tipo de colchões e/ou praticável) vai sendo alterada.

No presente estudo, de entre as diversas superfícies de receção que são utilizadas pelos atletas na prática desta modalidade, foram selecionadas as seguintes: dois praticáveis e três colchões com diferentes características. É através destes que se irá quantificar e comparar a influência das diferentes superfícies de receção nos atletas, os quais são apresentados de seguida.

4.2.1. Praticáveis

O praticável Vermelho, apresentado na figura 4.1, é constituído por um conjunto de rolos, com 4 cm de espessura, e um estrado de madeira, com 10 cm de espessura, onde estão colados blocos de espuma dinâmicos. A cobertura composta por várias rolos, é ligada através de bandas autoaderentes.

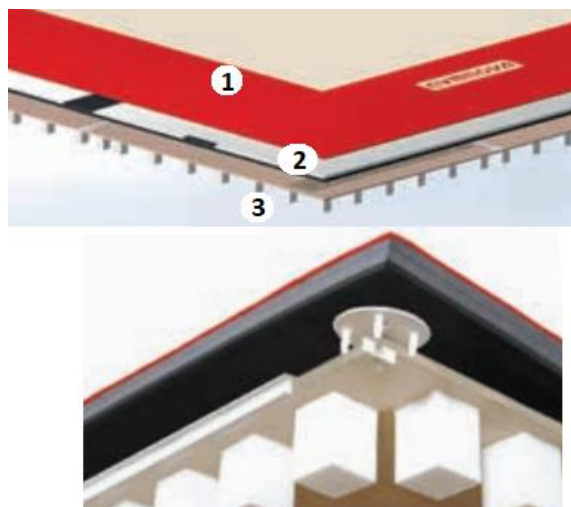


Figura 4.1. Praticável Vermelho: 1 – Cobertura em rolos; 2 – espuma de conforto tipo fole; 3 – Blocos de espuma dinâmicos (<https://www.gymnova.com>, 2018).

O praticável Azul, esquematizado na figura 4.2, é constituído por uma cobertura em rolos unidas também com bandas autoaderentes. Este praticável possui um novo complexo de espuma em forma de “puzzle” com 56 mm de espessura, que inclui três níveis de rigidez diferentes, incluindo uma camada de conforto ultra-suave de 16 mm (espuma e rolos), que proporciona simultaneamente dinamismo, estabilidade e conforto na receção. As placas de espuma encontram-se sobre um estrado em madeira contraplacada, o qual está instalado em cima de um conjunto de molas flexíveis, o que permite uma maior absorção do impacto na receção ao solo.

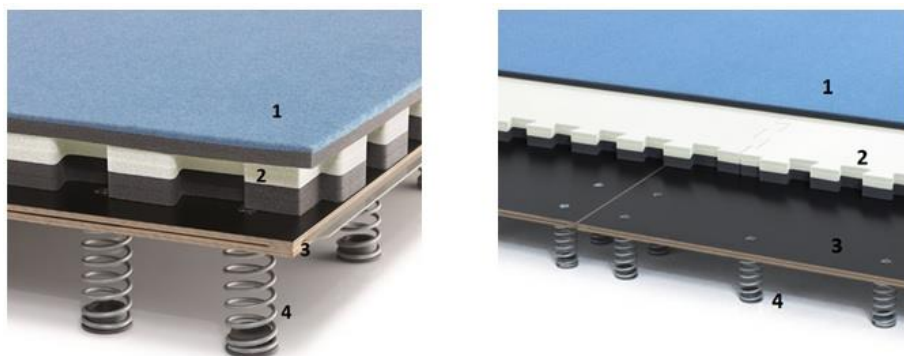


Figura 4.2. Praticável Azul: 1 – cobertura em rolos; 2 – espuma de conforto; 3 – estrado em madeira; 4 – molas (<https://www.spieth-gymnastics.com>, 2018).

Genericamente, são duas as principais características que distinguem os dois praticáveis. Em concreto, no praticável Azul as placas de madeira estão assentes sobre um conjunto de molas, e só depois são dispostas as camadas de amortecimento, em espuma. Já o praticável Vermelho, não tem molas mas a espessura dos rolos da cobertura é superior à do praticável Azul. Na prática, estas diferenças, levam a que o efeito da impulsão no praticável Azul seja maior do que no praticável Vermelho.

4.2.2. Colchões de amortecimento

Os colchões de amortecimentos utilizados estão representados na figura 4.3. O colchão identificado com o número 1, designado por Colchão 1, tem 5 cm de espessura. Já o colchão identificado com o número 2, denominado por Colchão 2, tem 10 cm de espessura. Por último, o colchão a que foi atribuído o número 3, designado por colchão de Queda, é o mais espesso tendo 20 cm de espessura.

O Colchão 1 e o colchão de Queda foram utilizados isoladamente, ao contrário do Colchão 2, que se encontrava colocado sob o Colchão 1 (figura 4.5b) e, por isso, este tipo de amortecimento será designado por Conjunto.



Figura 4.3. Colchões de amortecimento: 1 – Colchão 1; 2 – Colchão 2; 3 – Colchão de Queda.

4.3. Tipos de salto

Os tipos de salto diferem entre si consoante a altura do salto e o amortecimento. A altura é a distância desde a superfície onde é realizado o salto até à superfície da receção, podendo ser o praticável, ou um colchão, dependendo da sequência em questão. Uma sequência entende-se como sendo o conjunto de todas as medições para um determinado tipo de salto.

Cada sequência, ou tipo de salto, é identificada com uma letra e um número, em que a letra indica o tipo amortecimento utilizado e o número a altura. Os saltos foram realizados de duas alturas diferentes, as quais se designaram por bloco baixo, a que se atribuiu o número 1, e bloco alto, identificado como número 2. O bloco baixo e bloco alto encontram-se representados na figura 4.4.

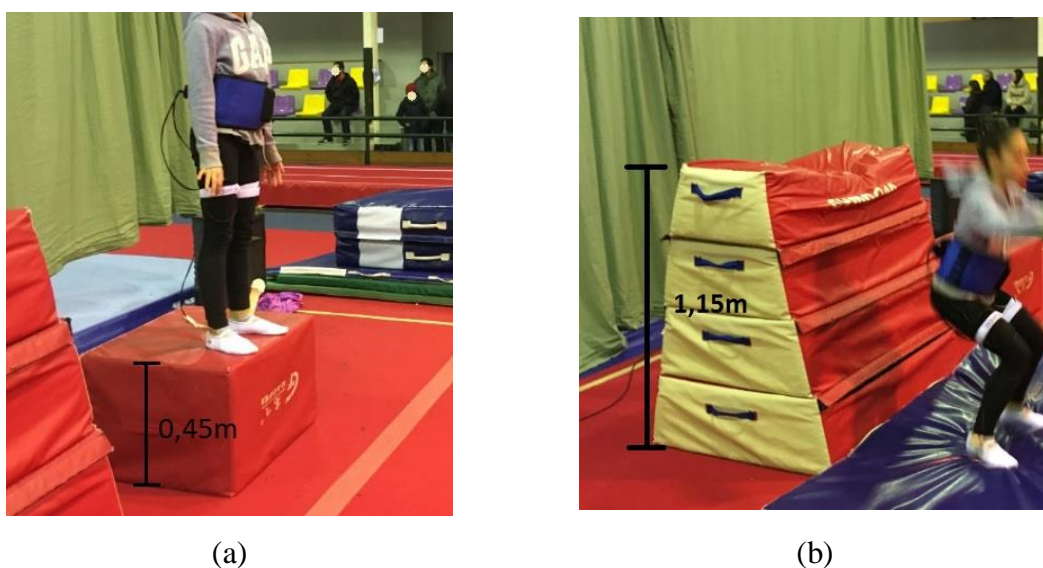
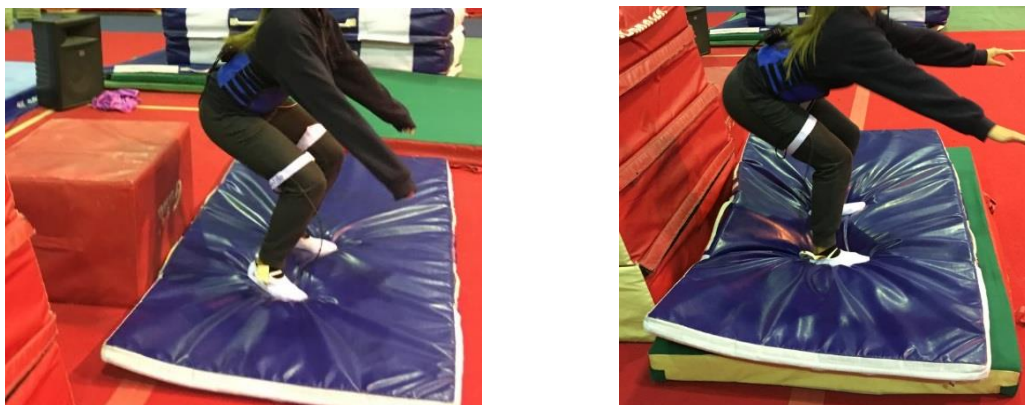


Figura 4.4. Altura do salto: (a) bloco baixo (1); (b) bloco alto (2).

Relativamente ao amortecimento, as letras A, C e E correspondem aos saltos realizados no praticável Vermelho, sem colchão de amortecimento, com o Colchão 1 o Conjunto, respetivamente (ver figura 4.5). As letras B, D e F representam o mesmo amortecimento das letras A, C e E, respetivamente, com a exceção de os saltos terem sido executados no praticável Azul. Por último, a letra G corresponde os saltos concretizados

apenas do bloco alto para o colchão de Queda, o qual não estava sobre nenhum dos dois praticáveis.



(a)

(b)

Figura 4.5. Tipos de salto: (a) sequência C1; (b) sequência E2.

Atendendo ao tipo de amortecimento e alturas utilizados foram necessárias realizar 13 sequências distintas, conforme se encontram resumidas da tabela 4.2.

Tabela 4.2. Protocolo de ensaios.

Sequência	Praticável	Amortecimento	Altura [m]
A1 / A2	Vermelho		0,45 / 1,15
B1 / B2	Azul		0,45 / 1,15
C1 / C2	Vermelho	Colchão 1	0,4 / 1,1
D1 / D2	Azul	Colchão 1	0,4 / 1,1
E1 / E2	Vermelho	Conjunto	0,4 / 1,05
F1 / F2	Azul	Conjunto	0,4 / 1,05
G		Colchão de Queda	1,15

4.4. Protocolo de aquisição de dados

A preparação da recolha de dados iniciou-se com o estabelecimento da conexão entre o amplificador de sinal e o computador, via *Bluetooth*. De seguida, o amplificador de sinal foi fixo num cinto que foi colocado no atleta. Após a ligação das palmilhas ao amplificador de sinal, os fios foram unidos com cintas de velcro. As palmilhas foram inseridas dentro de sabrinas.

A calibração do sistema foi feita através de um cartão de memória com dados de calibração, de acordo com o tamanho da palmilha a ser utilizada. Antes de iniciarem os saltos, os atletas foram instruídos quando à execução do salto (monte) e receção (desmonte) sobre a superfície de amortecimento, de modo a tentar replicar de forma mais fiável possível as condições de ensaios para todos os atletas, e obter repetibilidade. A figura 4.6 expõe uma atleta preparada para iniciar a recolha de dados.



Figura 4.6. Atleta equipada com o sistema Pedar®.

Devem ser realizados pelo menos de três a cinco medições por forma a tentar obter valores do desvio padrão aceitáveis. Durante alguns saltos, para averiguar a capacidade do sistema nas condições de ensaio, verificou-se uma variância considerável nos resultados.

As pequenas variações na forma como os atletas executam a receção do salto conduzem a significativas alterações na distribuição e magnitude da pressão plantar. Assim, optou-se pela realização de pelo menos cinco medições para cada tipo de salto.

5. REGISTO E TRATAMENTO DE DADOS

Por recurso ao *software* Pedar® é possível acompanhar a evolução da pressão plantar, para cada pé, em tempo real. A título de exemplo, a figura 5.1 apresenta o layout do *software* numa das medições realizadas. À esquerda, figura 5.1 (a) pode ver-se a distribuição da pressão plantar e a sua magnitude. Os gráficos, à direita, figura 5.1 (b), com fundo azul, verde e vermelho mostram a evolução da pressão, força e área de contacto, respetivamente, em função do tempo.

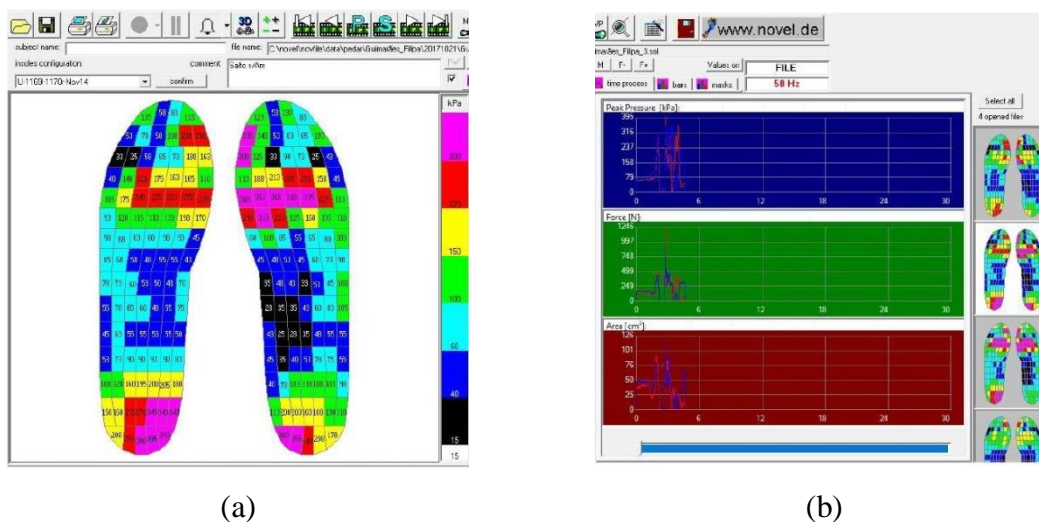


Figura 5.1. *Software* Pedar®: (a) distribuição da pressão plantar; (b) evolução da pressão, força e área de contacto.

O *software* Pedar® contém, ainda, um conjunto de ferramentas que permite a análise dos dados com maior detalhe. Os dados recolhidos são tratados de forma qualitativa e quantitativa. A análise qualitativa é feita através das imagens da distribuição da pressão plantar, dando a informação sobre qual a parte do pé é mais solicitada (antepé, mediopé ou retropé), para ambos os pés, direito e esquerdo de cada atleta. Os registos numéricos das grandezas físicas (força, tempo e área) são utilizados para o cálculo dos parâmetros comparativos de forma quantitativa.

A nomenclatura utilizada no tratamento de dados e a sua descrição estão listadas abaixo:

- P – Pressão plantar [kPa]. No caso de se tratar de pressão máxima ou pressão média será designada por P_{\max} ou P_m , respetivamente;
- F – Força [N]. No caso de se tratar de força máxima ou força média será designada por F_{\max} ou F_m , respetivamente;
- A – Área de contacto [cm^2]. Somatório das áreas dos sensores sob carga;
- PP – Pressão de pico [kPa]. Pressão mais elevada registada num sensor. A PP considera ambos os pés, ao contrário dos três últimos pontos em que são calculados para cada pé;
- MVP – *Mean Value Picture*. Valor da pressão média, durante uma medição, para cada sensor;
- MPP – *Maximum Pressure Picture*. Valor da pressão máxima, durante uma medição, para cada sensor;
- *Frame* – Instante no intervalo de medição, dependendo da frequência de operação do sistema;
- FTI – Impulso [N.s]. Somatório da força máxima em cada *frame* multiplicado pelo tempo por *frame*, ou seja, é a integração da curva força-tempo;
- PTI – Energia [kPa.s]. Somatório da pressão máxima em cada *frame* multiplicado pelo tempo por *frame*, ou seja, é a integração da curva pressão-tempo.

A força, pressão e área podem ser calculadas com base nas MVP, MPP ou num *frame* em específico. O impulso e energia podem também ser avaliados para um intervalo de tempo específico, selecionando os *frames* correspondentes.

5.1. Parâmetros comparativos

O primeiro passo no tratamento de dados foi tentar perceber qual, ou quais, seriam os parâmetros mais indicados para proceder à comparação quantitativa dos resultados para as diferentes sequências de saltos.

A PP não é o parâmetro de comparação mais indicado por ter uma variância demasiado elevada. De facto, em algumas sequências observou-se variações nos valores de PP na ordem dos 40% entre o mínimo e o máximo.

Além do impacto com o solo, uma medição engloba tanto a impulsão do atleta como a fase de estabilização do corpo. Assim, a utilização dos parâmetros impulsão e energia torna-se pouco fiável. Uma forma de contornar esta situação passa por seleccionar os *frames* relativos ao impacto. No entanto, identificar o *frame* em que o impacto terminou não é óbvio. Além disso, os tempos de amortecimento não são iguais para todas as sequências, e mesmo pequenos incrementos ou diminuições no tempo de amortecimento inviabiliza a comparação.

A comparação através da P_m e F_m , calculados tanto com base na MVP ou MPP, não é a mais indicada. O principal obstáculo destes critérios de comparação são as zonas plantar sob baixas pressões. O cálculo da P_m e F_m através do *software* Pedar® corresponde à média aritmética dos sensores sob carga. Assim, se um sensor registar uma pressão muito baixa o seu valor será contabilizado na média. Porém, caso não registe qualquer pressão este sensor será excluído do cálculo. Como consequência, em medições semelhantes, para a mesma sequência pode levar a valores de P_m e F_m muitos díspares.

Para contornar as limitações do parâmetro de comparação da P_m , o cálculo da pressão média deve contabilizar apenas as pressões mais elevadas. Através da MPP, foram retirados os valores das dez pressões mais elevadas para cada medição e para cada pé. Com base nestes dez valores, calculou-se a média aritmética da pressão em cada medição e posteriormente determinou-se a média de toda a sequência.

O motivo pelo qual se optou por dez sensores para efeito de cálculo está relacionado com as medições no bloco baixo. Se o número de sensores aumentar poderá estar-se a contabilizar pressões que não foram registadas durante o impacto com o solo, mas sim durante a estabilização ou impulsão do atleta. A pressão média com base nas dez pressões mais elevadas será daqui em diante designada por P_{m10} , expressa em kPa, sendo este o parâmetro de comparação utilizado.

5.2. Análise quantitativa

Como se pode verificar na figura 5.1, através da escala de cores é fácil identificar as regiões do pé com maior solicitação e onde se encontra o PP ou a P_{max} , tanto para o pé direito como para o esquerdo. No entanto, a visualização só pode ser feita mediante a medição. Deste modo, para analisar uma sequência como um todo procedeu-se à marcação dos sensores que registaram os valores de pressão mais elevados.

Como cada sequência é composta por cinco medições, seguindo a mesma metodologia de cálculo do parâmetro P_{m10} , para cada imagem seria necessário marcar um total de cem pontos, cinquenta para cada pé. Isto levaria a que cada imagem ficasse sobrecarregada, não sendo tão perceptível a zona crítica da sequência tratada. Além disso, resultaria sempre em imagens com o mesmo número de marcações, tanto para o pé esquerdo como o direito, não sendo possível identificar, por exemplo, qual o pé mais solicitado para um dado atleta numa certa sequência.

As imagens foram construídas assumindo o valor de 75% da pressão de pico, ou seja, para cada uma das cinco medições de uma dada sequência foram marcados com um ponto vermelho todos os sensores que registaram pressões acima de 0,75 PP da respetiva medição. Como exemplo, a figura 5.2 mostra o resultado de uma imagem tratada segundo esta metodologia.

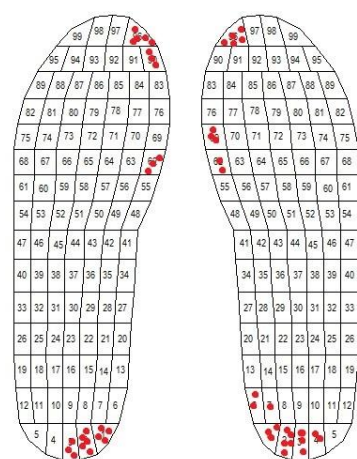


Figura 5.2. Distribuição da pressão plantar considerando 0,75 PP.

6. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo é feita uma análise comparativa dos resultados obtidos com base no parâmetro P_{m10} . Em concreto, são analisadas as alterações provocadas ao nível da pressão plantar dos atletas para diferentes tipos de superfícies de amortecimento e altura.

6.1. Amortecimento

Para o estudo do efeito do amortecimento foram realizadas várias medições considerando diferentes alturas de salto, tanto para o praticável Azul como para o praticável Vermelho, sem colchões de amortecimento ou considerando a inclusão do Colchão 1 ou o do Conjunto, colocados sobre o praticável.

6.1.1. Praticável Vermelho

As tabelas 6.1 e 6.2 apresentam os resultados obtidos em função do amortecimento utilizado para o bloco baixo e bloco alto, respetivamente. O parâmetro V_{am} , expresso em percentagem, representa a variação de P_{m10} do amortecimento utilizado relativamente ao valor de P_{m10} no praticável. O $DesvP$, também expresso em percentagem, traduz o desvio padrão de P_{m10} .

Pela análise das tabelas 6.1 e 6.2 podem-se retirar as seguintes conclusões:

- O atleta Base 1 não apresenta variações significativas da pressão plantar com a introdução de amortecimento, tanto no bloco baixo como no bloco alto. É o atleta que exhibe menores valores de P_{m10} ;
- No caso do atleta Volante 2, o amortecimento conduz a uma grande redução de P_{m10} , sobretudo no bloco alto com amortecimento tipo E, levando a uma redução na ordem dos 44%, em ambos os pés. É o atleta que apresenta maiores valores de P_{m10} ;

- Genericamente, o amortecimento do tipo C promove uma redução de P_{m10} expressiva, na ordem dos 20% a 30%, tanto no bloco alto como no baixo, com exceção dos atletas Base 1 e Volante 1;
- No bloco baixo o amortecimento tipo E, face ao tipo C, não traz grande benefício em termos de redução de P_{m10} . No entanto, no bloco alto, o amortecimento tipo E reduz, entre 20% a 30%, P_{m10} comparativamente ao tipo C;
- O amortecimento, com a utilização dos colchões, tende a ser mais influente nos atletas Volante, visto que apresentam menor massa, comparativamente aos atletas Base.

Tabela 6.1. Comparação do amortecimento: praticável Vermelho, bloco baixo.

Bloco Baixo (1) - Praticável Vermelho																
Seq.	Pé	Base 1			Base 2			Volante 1			Volante 2			Volante 3		
		Pm10 [kPa]	DesvP [%]	Vam [%]	Pm10 [kPa]	DesvP [%]	Vam [%]	Pm10 [kPa]	DesvP [%]	Vam [%]	Pm10 [kPa]	DesvP [%]	Vam [%]	Pm10 [kPa]	DesvP [%]	Vam [%]
A	Esq.	164,5	10,4		216,7	16,3		175,4	5,3		248,9	16,6		203,7	11,0	
	Dir.	162,3	10,6		205,0	11,1		170,2	13,9		198,4	5,1		177,9	4,2	
C	Esq.	158,5	3,5	3,6	167,5	7,7	22,7	166,3	3,2	5,2	165,4	3,7	33,5	160,8	12,9	21,1
	Dir.	174,7	13,9	-7,6	165,9	5,2	19,1	147,1	12,9	13,6	139,6	1,6	29,6	149,0	6,2	16,2
E	Esq.	153,9	3,7	6,4	160,2	14,9	26,1	170,2	6,4	3,0	157,2	4,9	36,8	144,2	8,3	29,2
	Dir.	158,3	5,7	2,5	183,2	13,8	10,6	147,6	6,9	13,3	150,3	5,0	24,2	143,5	9,3	19,3

Tabela 6.2. Comparação do amortecimento: praticável Vermelho, bloco alto.

Bloco alto (2) - Praticável Vermelho																
Seq.	Pé	Base 1			Base 2			Volante 1			Volante 2			Volante 3		
		Pm10 [kPa]	DesvP [%]	Vam [%]	Pm10 [kPa]	DesvP [%]	Vam [%]	Pm10 [kPa]	DesvP [%]	Vam [%]	Pm10 [kPa]	DesvP [%]	Vam [%]	Pm10 [kPa]	DesvP [%]	Vam [%]
A	Esq.	203,0	8,5		371,3	8,0		211,2	11,1		442,1	11,8		268,4	16,2	
	Dir.	215,1	15,5		399,4	12,8		245,3	6,0		408,7	15,9		319,7	12,6	
C	Esq.	217,2	5,8	-7,0	270,2	7,4	27,2	200,6	11	5,0	296,1	10,0	33,0	259,5	7,0	3,3
	Dir.	215,1	15,3	0,0	341,5	7,2	14,5	222,1	14	9,5	309,4	9,0	24,3	277,5	15,5	13,2
E	Esq.	181,9	7,5	10,4	204,8	9,3	44,8	168,0	5,5	20,5	246,5	11,4	44,2	175,6	15,0	34,6
	Dir.	200,7	14,8	6,7	254,8	2,9	36,2	175,0	3,8	28,7	230,8	14,4	43,5	179,6	9,2	43,8

6.1.2. Praticável Azul

A comparação do amortecimento no praticável Azul está apresentada nas tabelas 6.3 e 6.4, tanto no bloco baixo como no bloco alto, respetivamente. As variáveis têm o mesmo significado e unidades das apresentadas nas tabelas 6.1 e 6.2. De notar que o V_{am} é agora calculado em relação ao praticável Azul e não ao Vermelho. A tabela 6.4 engloba também os resultados obtidos para o colchão de Queda (sequência G). De notar que o atleta Base 2 não realizou a sequência G.

Como se pôde verificar nas tabelas 6.1 e 6.2 (praticável Vermelho), quanto maior fosse P_{m10} para um dado atleta maior seria a redução da pressão com a utilização de colchões de amortecimento. O mesmo não se verifica no praticável Azul.

Os dados das tabelas 6.3 e 6.4 permitem retirar as seguintes conclusões:

- Tanto no bloco baixo como no bloco alto, o atleta Base 2 regista maior P_{m10} com a utilização do amortecimento D, em relação ao praticável. No entanto, a utilização do amortecimento F é muito positiva na redução de P_{m10} ;
- De um modo geral, a utilização do amortecimento D reduz consideravelmente P_{m10} , quer se trate do bloco baixo ou do bloco alto;
- A utilização do amortecimento F face ao amortecimento D é útil em ambos os blocos. Este amortecimento é especialmente vantajoso na redução de P_{m10} para os atletas Volante no bloco alto, chegando a haver reduções de pressão perto dos 60% em relação às registadas no praticável;
- A redução de P_{m10} na sequência F2 é, por norma, ligeiramente maior do que na sequência G. Assim, pode assumir-se que, na prática, a utilização destes dois amortecimentos é equivalente.

Tabela 6.3. Comparação do amortecimento: praticável Azul, bloco baixo.

Bloco Baixo (1) - Praticável Azul																
Seq.	Pé	Base 1			Base 2			Volante 1			Volante 2			Volante 3		
		Pm10 [kPa]	DesvP [%]	Vam [%]	Pm10 [kPa]	DesvP [%]	Vam [%]	Pm10 [kPa]	DesvP [%]	Vam [%]	Pm10 [kPa]	DesvP [%]	Vam [%]	Pm10 [kPa]	DesvP [%]	Vam [%]
B	Esq.	180,3	7,0		267,5	13,5		184,7	6,5		268,2	3,4		237,0	9,5	
	Dir.	188,3	9,3		287,1	14,5		190,9	13,5		232,7	6,7		257,8	6,9	
D	Esq.	157,9	12,3	12,4	299,8	17,7	-	155,4	10,4	15,9	201,9	14,3	24,7	193,8	12,2	18,2
	Dir.	162,5	7,2	13,7	304,7	14,8	-6,1	124,6	3,5	34,7	245,0	7,2	-5,3	204,0	11,8	20,9
F	Esq.	135,5	11,8	24,8	169,8	4,6	36,5	154,0	6,8	16,6	170,6	8,5	36,4	256,6	8,3	-8,3
	Dir.	177,5	11,6	5,7	160,9	2,5	44,0	140,8	3,3	26,2	193,4	3,4	16,9	266,5	9,3	-3,4

Tabela 6.4. Comparação do amortecimento: praticável Azul, bloco alto

Bloco alto (2) - Praticável Azul																
Seq.	Pé	Base 1			Base 2			Volante 1			Volante 2			Volante 3		
		Pm10 [kPa]	DesvP [%]	Vam [%]	Pm10 [kPa]	DesvP [%]	Vam [%]	Pm10 [kPa]	DesvP [%]	Vam [%]	Pm10 [kPa]	DesvP [%]	Vam [%]	Pm10 [kPa]	DesvP [%]	Vam [%]
B	Esq.	286,5	8,7		311,5	6,2		289,1	9,9		445,3	10,5		373,7	14,4	
	Dir.	319,5	12,6		346,5	3,5		322,2	5,9		491,2	15,8		434,9	6,8	
D	Esq.	265,6	10,7	7,3	348,5	7,4	-11,9	272,2	11,5	5,8	324,9	6,6	27,0	367,1	12,0	1,8
	Dir.	248,3	15,6	22,3	359,8	4,8	-3,8	247,0	9,2	23,3	379,5	10,4	22,7	387,1	17,7	11,0
F	Esq.	195,0	4,8	31,9	187,8	17,6	39,7	231,3	6,6	20,0	263,8	7,0	40,8	207,0	13,4	44,6
	Dir.	204,3	8,2	36,1	197,9	12,3	42,9	167,1	8,2	48,1	209,6	9,9	57,3	179,1	12,9	58,8
G	Esq.	211,9	9,6	26,0				222,7	14,4	23,0	252,7	8,4	43,3	245,5	4,7	34,3
	Dir.	200,0	17,3	37,4				191,8	7,9	40,5	270,3	19,2	45,0	196,6	5,1	54,8

6.2. Comparação entre os Praticáveis

As tabelas 6.5 e 6.6 comparam os resultados obtidos no pé esquerdo e pé direito, respetivamente, em cada tipo de amortecimento utilizado nos dois praticáveis. O parâmetro V_p , expresso em percentagem, representa o P_{m10} calculado para o praticável Azul relativamente ao praticável Vermelho, para o respetivo amortecimento.

Os dados permitem chegar às seguintes conclusões:

- Em geral, a pressão plantar no praticável Azul é superior à pressão plantar no praticável Vermelho, devido à maior impulsão que os atletas

conseguem com o praticável Azul em relação ao Vermelho. Esta diferença é mais acentuada quando a receção é executada diretamente no praticável ou amortecida com a inclusão do Colchão 1;

- Quando o salto é realizado do bloco alto e amortecido pelo Conjunto a diferença entre os praticáveis é pouco expressiva, pois o amortecimento dado por esta superfície de receção é capaz de minimizar a repulsão do praticável;
- O atleta Volante 3 é o que revela um maior aumento de P_{m10} no praticável Azul face ao praticável Vermelho;
- Não existe uma distinção clara entre os atletas Base e os atletas Volante.

Tabela 6.5. Comparação entre os praticáveis: pé esquerdo.

Seq.	Pé Esquerdo														
	Base 1			Base 2			Volante 1			Volante 2			Volante 3		
	Pm10 [kPa]	DesvP [%]	Vh [%]	Pm10 [kPa]	DesvP [%]	Vp [%]	Pm10 [kPa]	DesvP [%]	Vp [%]	Pm10 [kPa]	DesvP [%]	Vh [%]	Pm10 [kPa]	DesvP [%]	Vp [%]
A1	164,5	10,4		216,7	16,3		175,4	5,3		248,9	16,6		203,7	11,0	
B1	183,3	7,0	10,3	255,3	10,3	15,1	184,7	6,5	5,0	268,2	3,4	7,2	237,0	9,5	14,1
C1	158,5	3,5		167,5	7,7		166,3	3,2		165,4	3,7		160,8	12,9	
D1	157,9	12,3	-0,4	299,8	17,7	44,1	155,4	10,4	-7,0	201,9	14,3	18,1	193,8	12,2	17,0
E1	153,9	3,7		160,2	14,9		170,2	6,4		157,2	4,9		144,2	8,3	
F1	135,5	11,8	-13,6	169,8	4,6	5,7	154,0	6,8	-10,5	170,6	8,5	7,9	256,6	16,4	43,8
A2	203,0	8,5		371,3	8,0		211,2	11,1		442,1	11,8		268,4	16,2	
B2	286,5	8,7	29,1	311,5	6,2	-19,2	289,1	9,9	26,9	445,3	10,5	0,7	373,7	14,4	28,2
C2	217,2	5,8		270,2	7,4		200,6	11		296,1	10,0		259,5	7,0	
D2	265,6	10,7	18,2	348,5	7,4	22,5	272,2	11,5	26,3	324,9	6,6	8,9	367,1	12,0	29,3
E2	181,9	7,5		204,8	9,3		168,0	5,5		246,5	11,4		175,6	15,0	
F2	195,0	4,8	6,7	187,8	17,6	-9,1	231,3	6,6	27,4	263,8	7,0	6,6	207,0	13,4	15,2

Tabela 6.6. Comparação entre os praticáveis: pé direito.

Seq.	Pé Direito														
	Base 1			Base 2			Volante 1			Volante 2			Volante 3		
	Pm10 [kPa]	DesvP [%]	Vh [%]	Pm10 [kPa]	DesvP [%]	Vp [%]	Pm10 [kPa]	DesvP [%]	Vp [%]	Pm10 [kPa]	DesvP [%]	Vh [%]	Pm10 [kPa]	DesvP [%]	Vp [%]
A1	162,3	10,6	13,8	205,0	11,0	31,6	170,2	13,9	10,8	198,4	5,1	14,7	177,9	4,2	31,0
B1	188,3	9,3		299,6	11,9		190,9	13,5		232,7	6,7		257,8	6,9	
C1	174,7	13,9	-7,5	165,9	5,2	45,6	147,1	12,9	-18,1	139,6	1,6	43,0	149,0	6,2	27,0
D1	162,5	7,2		304,7	14,8		124,6	3,5		245,0	7,2		204,0	11,8	
E1	158,3	5,7	10,8	183,2	13,8	-13,9	147,6	6,9	-4,8	150,3	5,0	22,3	143,5	9,3	46,2
F1	177,5	11,6		160,9	2,5		140,8	3,3		193,4	3,4		266,5	17,0	
A2	215,1	15,5	32,7	399,4	12,8	-15,3	245,3	6,0	23,9	408,7	15,9	16,8	319,7	12,6	26,5
B2	319,5	12,6		346,5	3,5		322,2	5,9		491,2	15,8		434,9	6,8	
C2	215,1	15,3	13,4	341,5	7,2	5,1	222,1	14	10,1	309,4	9,0	18,5	277,5	15,5	28,3
D2	248,3	15,6		359,8	4,8		247,0	9,2		379,5	10,4		387,1	17,7	
E2	200,7	14,8	1,8	254,8	2,9	-28,8	175,0	3,8	-4,7	230,8	14,4	-10,1	179,6	9,2	-0,3
F2	204,3	8,2		197,9	12,3		167,1	8,2		209,6	9,9		179,1	12,9	

6.3. Altura

Nas tabelas 6.7 e 6.8 apresenta-se os resultados em função da altura de salto, para o pé esquerdo e pé direito, respetivamente. O parâmetro V_h representa P_{m10} registado no bloco alto em função de P_{m10} no bloco baixo. Pela análise das tabelas 6.7 e 6.8 pode-se constatar o seguinte:

- O aumento de P_{m10} no bloco alto em relação ao bloco baixo é semelhante, quer se trate do praticável Azul, quer seja o praticável Vermelho;
- Os atletas Volante apresentam maior aumento de P_{m10} com o aumento da altura em relação aos atletas Base;
- O aumento da pressão plantar com o aumento da altura, é mais notório em saltos que são executados para o praticável ou amortecidos com a presença do Colchão 1;
- O Colchão 1 é o amortecimento que manifesta maior aumento de P_{m10} com o aumento da altura de salto;

- De um modo geral, a diferença entre os saltos efetuados considerando o bloco baixo e o bloco alto é mais expressiva no pé direito do que no pé esquerdo.

Tabela 6.7. Comparação da altura: pé esquerdo.

Seq		Pé Esquerdo														
		Base 1			Base 2			Volante 1			Volante 2			Volante 3		
		Pm10 [kPa]	DesvP [%]	Vh [%]	Pm10 [kPa]	DesvP [%]	Vh [%]	Pm10 [kPa]	DesvP [%]	Vh [%]	Pm10 [kPa]	DesvP [%]	Vh [%]	Pm10 [kPa]	DesvP [%]	Vh [%]
A	1	164,5	10,4	19,0	216,7	16,3	41,6	175,4	5,3	17,0	248,9	16,6	43,7	203,7	11,0	24,1
	2	203,0	8,5		371,3	8,0		211,2	11,1		442,1	11,8		268,4	16,2	
B	1	183,3	7	36,0	255,3	10,3	18,0	184,7	6,5	36,1	268,2	3,4	39,8	237,0	9,5	36,6
	2	286,5	8,7		311,5	6,2		289,1	9,9		445,3	10,5		373,7	14,4	
C	1	158,5	3,5	27,0	167,5	7,7	38,0	166,3	3,2	17,1	165,4	3,7	44,1	160,8	12,9	38,0
	2	217,2	5,8		270,2	7,4		200,6	11		296,1	10,0		259,5	7,0	
D	1	157,9	12,3	40,5	299,8	17,7	14,0	155,4	10,4	42,9	201,9	14,3	37,9	193,8	12,2	47,2
	2	265,6	10,7		348,5	7,4		272,2	11,5		324,9	6,6		367,1	12,0	
E	1	153,9	3,7	15,4	160,2	14,9	21,8	170,2	6,4	-1,3	157,2	4,9	36,2	144,2	8,3	17,9
	2	181,9	7,5		204,8	9,3		168,0	5,5		246,5	11,4		175,6	15,0	
F	1	135,5	11,8	30,5	169,8	4,6	9,6	154,0	6,8	33,4	170,6	8,5	35,3	256,6	16,4	-24,0
	2	195	4,8		187,8	17,6		231,3	6,6		263,8	7,0		207,0	13,4	

Tabela 6.8. Comparação da altura: pé direito.

Seq		Pé Direito														
		Base 1			Base 2			Volante 1			Volante 2			Volante 3		
		Pm10 [kPa]	DesvP [%]	Vh [%]	Pm10 [kPa]	DesvP [%]	Vh [%]	Pm10 [kPa]	DesvP [%]	Vh [%]	Pm10 [kPa]	DesvP [%]	Vh [%]	Pm10 [kPa]	DesvP [%]	Vh [%]
A	1	162,3	10,6	24,5	205,0	11,0	48,7	170,2	13,9	30,6	198,4	5,1	51,5	177,9	4,2	44,4
	2	215,1	15,5		399,4	12,8		245,3	6,0		408,7	15,9		319,7	12,6	
B	1	188,3	9,3	41,1	299,6	11,9	13,5	190,9	13,5	40,8	232,7	6,7	52,6	257,8	6,9	40,7
	2	319,5	12,6		346,5	3,5		322,2	5,9		491,2	15,8		434,9	6,8	
C	1	174,7	13,9	18,8	165,9	5,2	51,4	147,1	12,9	33,8	139,6	1,6	54,1	149,0	6,2	46,3
	2	215,1	15,3		341,5	7,2		222,1	14		304,4	9,0		277,5	15,5	
D	1	162,5	7,2	34,6	304,7	14,8	15,3	124,6	3,5	49,6	245,0	7,2	35,4	204,0	11,8	47,3
	2	248,3	15,6		359,8	4,8		247,0	9,2		379,5	10,4		387,1	17,7	
E	1	158,3	5,7	21,1	183,2	13,8	28,1	147,6	6,9	15,7	150,3	5,0	34,9	143,5	9,3	20,1
	2	200,7	14,8		254,8	2,9		175,0	3,8		230,8	14,4		179,6	9,2	
F	1	177,5	11,6	13,1	160,9	2,5	18,7	140,8	3,3	15,7	193,4	3,4	7,7	266,5	17,0	-48,8
	2	204,3	8,2		197,9	12,3		167,1	8,2		209,6	9,9		179,1	12,9	

6.4. Distribuição da pressão plantar

A distribuição das pressões mais elevadas para cada sequência estão apresentadas nas figuras 6.1 a 6.5, para os atletas Base 1 e 2 e Volante 1, 2 e 3, respetivamente.

No caso dos atletas Base 2 e Volante 3, a região do pé mais solicitada é maioritariamente o retropé, independentemente da sequência em análise. O atleta Volante 2 também apresenta a região crítica no retropé. No entanto, as receções amortecidas pelo Conjunto criam zonas de elevada pressão no antepé.

O atleta Base 1 regista áreas de elevada pressão tanto no retropé como no antepé em todas as sequências. Porém, há maior tendência para estas se concentrarem no retropé.

A distribuição de pressão do atleta Volante 1 tem um padrão bem distinto dos restantes atletas. Neste caso, o antepé é a zona do pé sujeita a maior carga, embora, isto não se verifique nos saltos executados do bloco alto para os praticáveis ou amortecidos com o Colchão 1.

Embora não esteja destacado nas figuras 6.1 a 6.5, o pico de pressão situa-se, na esmagadora maioria das medições, dentro da região com pressão mais elevada ou num sensor “isolado” sob o *Hallux*, vulgarmente conhecido como dedo grande.

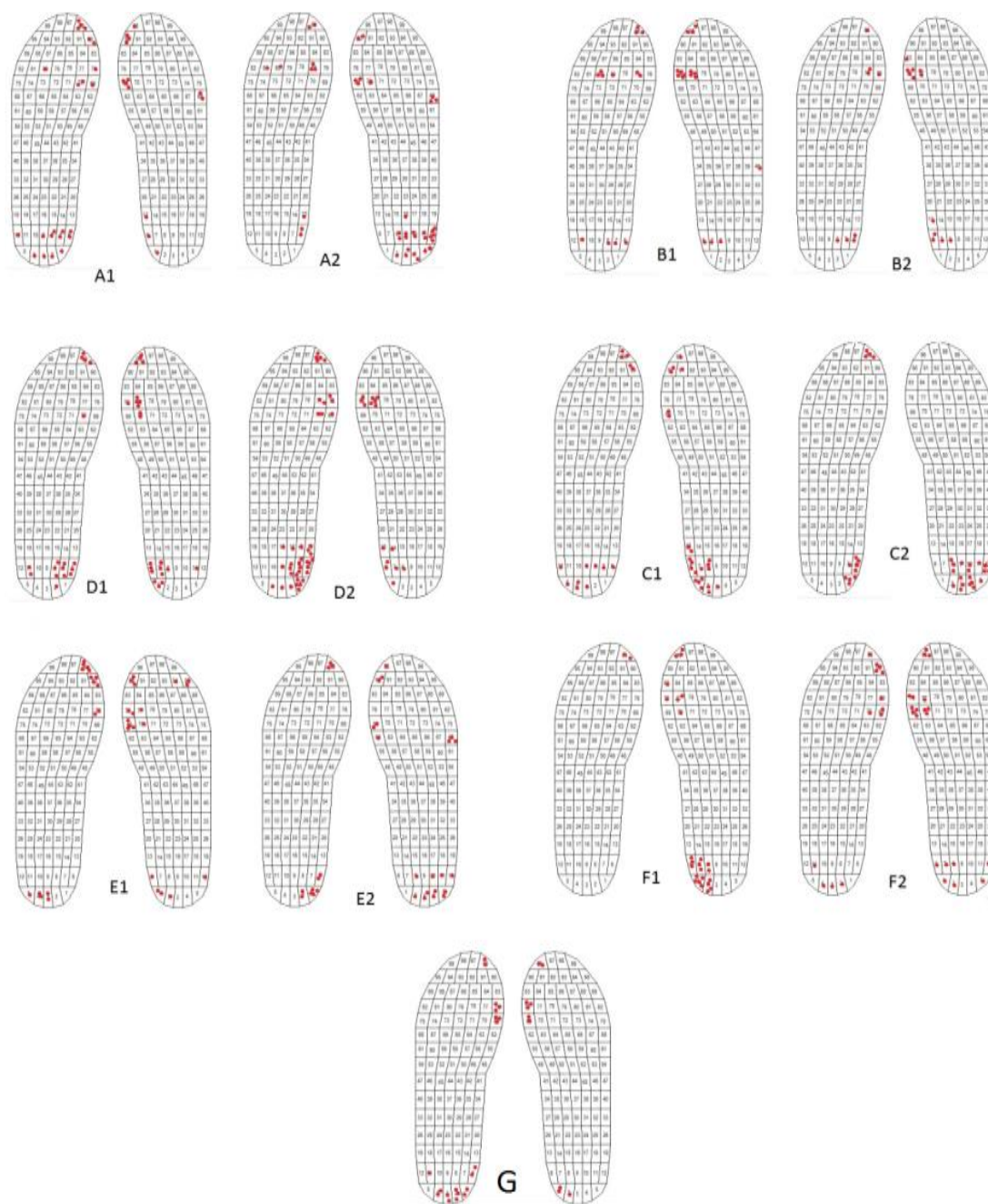


Figura 6.1. Distribuição da pressão plantar: Base 1.

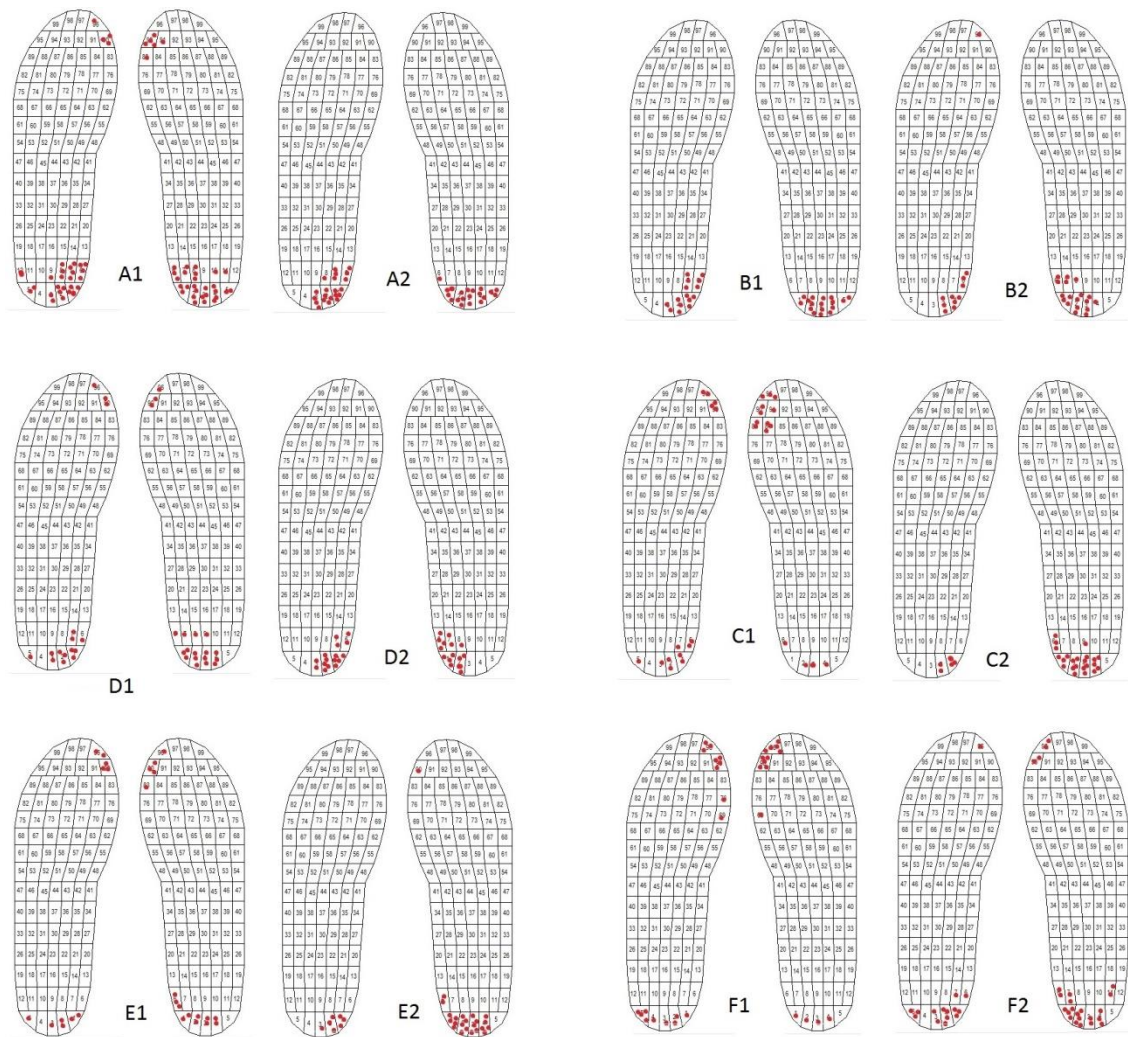


Figura 6.2. Distribuição da pressão plantar: Base 2.

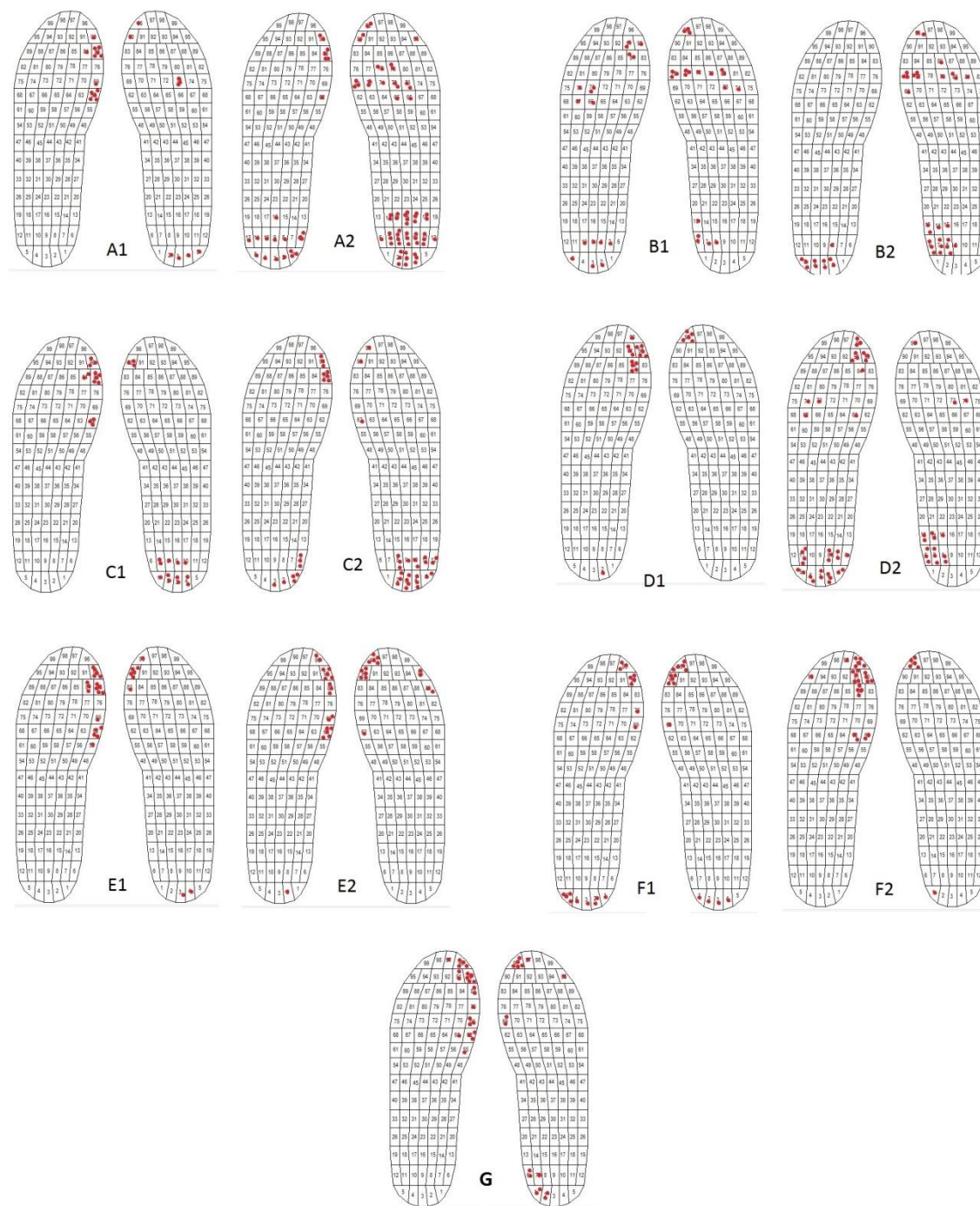


Figura 6.3. Distribuição da pressão plantar: Volante 1.

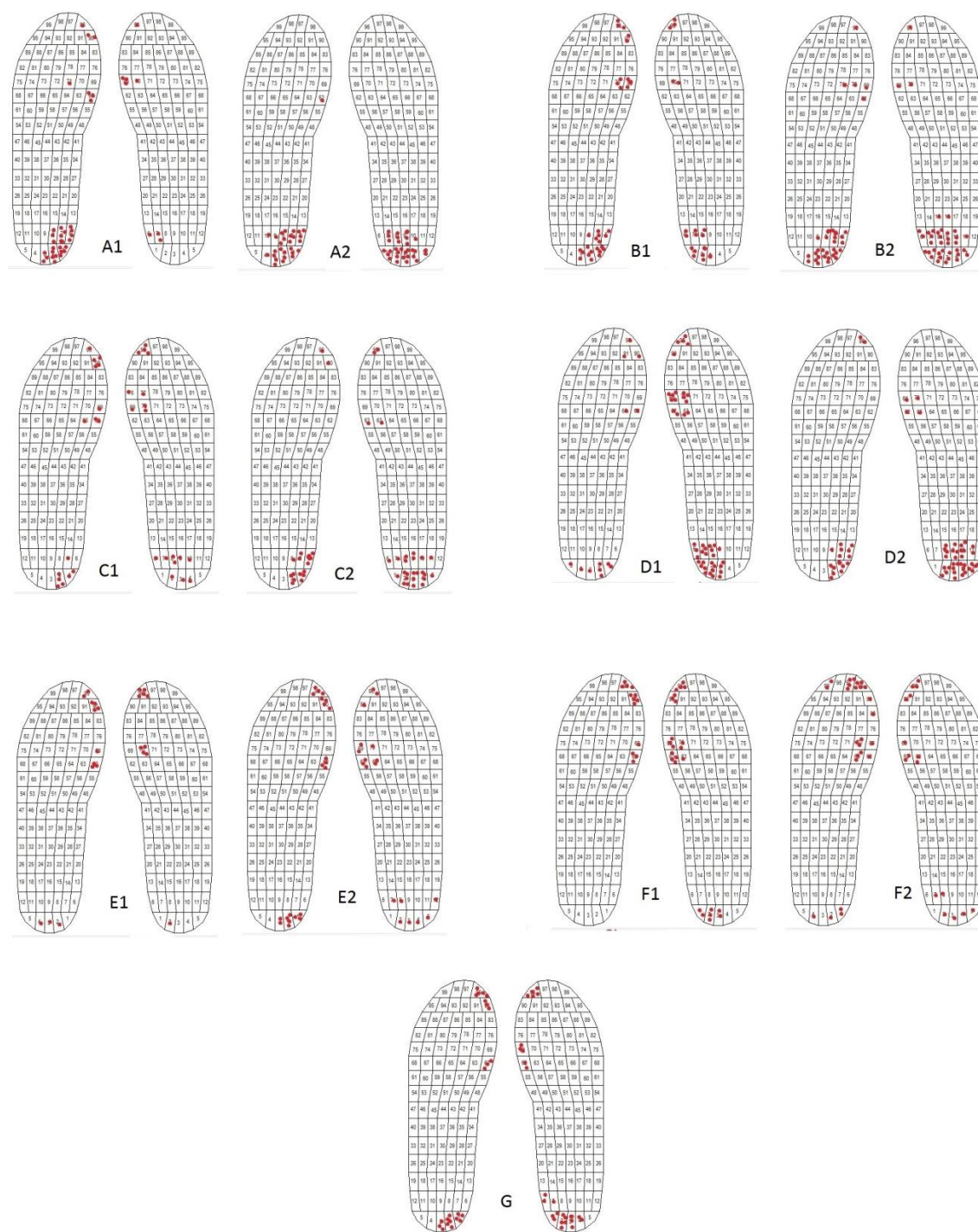


Figura 6.4. Distribuição da pressão plantar: Volante 2.

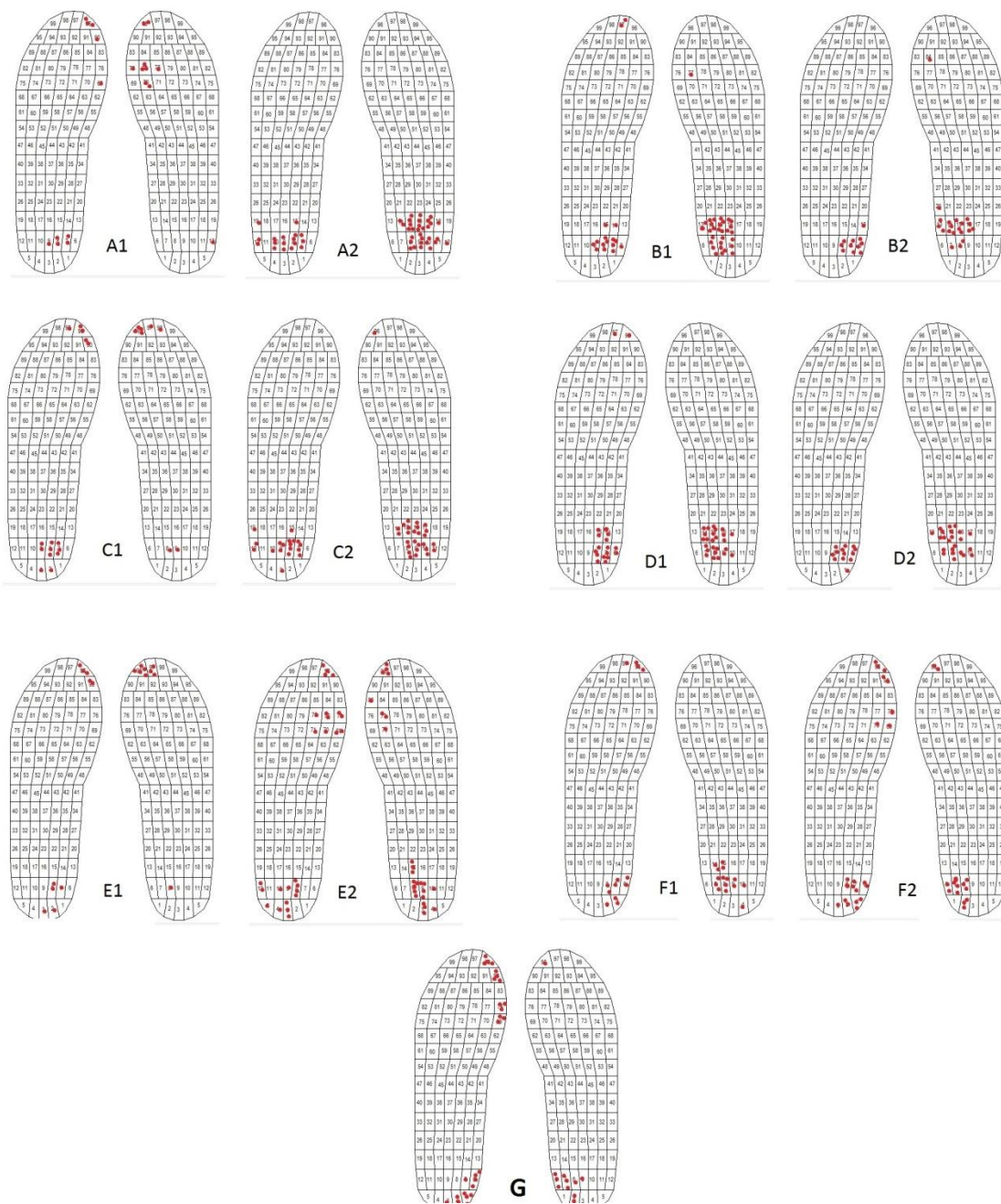


Figura 6.5. Distribuição da pressão plantar: Volante 3.

7. CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Os dados recolhidos permitiram caracterizar a interação entre as superfícies de amortecimentos utilizadas neste trabalho e a pressão plantar nos ginastas numa perspetiva prática. Foi também possível comparar a influência entre as superfícies de amortecimento na pressão plantar sentida pelos atletas ao efetuarem os diferentes tipos de salto nas 2 alturas consideradas.

De um modo geral, para exercícios executados no praticável Vermelho, se o desmonte é realizado de alturas reduzidas, deve ser amortecido com o Colchão 1. Por outro lado, se a altura foi elevada deve dar-se utilizar o Conjunto. Para o praticável vermelho, o uso de tapetes de amortecimento é especialmente importante em atletas Volante.

Considerando o praticável Azul, seja qual for a altura de salto e o tipo de atleta, base ou volante, ambas as superfícies de amortecimento podem ser utilizadas.

Os exercícios realizados quando não são amortecidos pelo Conjunto devem ser executados no praticável Vermelho em vez do praticável Azul.

Genericamente, os colchões de amortecimento oferecem maior redução de P_{m10} para todos os atletas Volante em relação aos atletas Base. Já o aumento da altura é mais prejudicial no caso dos atletas Volante, induzindo maiores valores de pressão plantar.

Como seguimento deste trabalho seria interessante realizar um estudo de causa e efeito para averiguar qual o impacto, das sugestões, em termos de amortecimento, apresentadas neste capítulo, na diminuição do risco de lesão. O aumento da amostra, com um estudo prévio da forma como o atleta aborda a receção ao solo, o que poderia, por exemplo, ser conseguido com recurso a uma câmara de alta velocidade, seria também interessante de analisar, com o objetivo de averiguar se é um fator a ser considerado na seleção do tipo de amortecimento a utilizar numa determinada situação.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Arroja, Abboud, R. J. (2000), “ Lower limb muscle dysfunction may contribute to foot ulceration in diabetic patients”, *Clinical Biomechanics*, 15, 37-45.
- Arampatzis, A., Bruggemann, G., Klapsing, G. e Wiehn, M. (2002), “Three dimensional lower leg-foot model to determine the influence of various gymnastic mats on foot during landings”, *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34, 130–138.
- Arampatzis, A., Klapsing, G., e Bruggemann, G. (2005), “Orthotic effect of a stabilising mechanism in the surface of gymnast mats on foot motion during landings”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15, 507–515.
- Brian, P., Self, P., e Paine, D. (2001), “Ankle biomechanics during four landing techniques”, *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 14, 1338–1344.
- Bricot, B. (2001), “Pasturalogia”, Ícone Editora, São Paulo.
- Caine, D., Cochrane, B., Caine, C., e Zemper, E. (1989), “An epidemiologic investigation of injuries affecting young competitive female gymnasts”, *American Journal of Sports Medicine*, 17, 811–820.
- Cavanagh, P.R., Sims, D.S.; Sanders, L.J. (1994) Clinical plantar pressure measurement in diabetes: rationale and methodology. *The foot*. (4), 123-135.
- Daly, R. M., Bass, S. L., e Finch, C. F. (2001), “Balancing the risk of injury to gymnasts: How effective are the counter measures?”, *British Journal of Sports Medicine*, 35, 8–19.
- Dina, L. (2014), “Methodological aspects of learning the static structures in acrobatic gymnastic”, *Procedia - Social and Behavioral Sciences*, 117, 374-377.
- Efstathia, S., (2006) , "Biofeedback methods for motor rehabilitation", Patras.

- Fabiane, S. (2016). “Análise da influência de palmilhas na distribuição das pressões plantares e no controlo postural”. Tese de Mestrado em Engenharia Biomédica. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto.
- Federation Internationale de Gymnastique (2017). Code of Points. Acrobatic Gymnastics (2017-2020). Acedido a 29 de Junho de 2018, em: http://www.fig-gymnastics.com/publicdir/rules/files/en_ACRO%20CoP%202017-2020.pdf
- Federation Internationale de Gymnastique (2018a), “FIG Apparatus Norms: Parts I – III”. Acedido a 20 de Junho de 2018, em: http://www.fig-gymnastics.com/publicdir/rules/files/en_Apparatus%20Norms.pdf
- Federation Internationale de Gymnastique (2018b), “FIG Apparatus Norm: Part V - Testing Procedures”. Acedido a 20 de Junho de 2018, em: http://www.fig-gymnastics.com/publicdir/rules/files/en_Apparatus%20Norms%20IV%20Testing%20procedures.pdf
- Fernandes, S. (1989). Ginástica Acrobática - Curso do Fundo Social Europeu, Lisboa.
- Fernandes, J. (2012). “O equilíbrio na Ginástica Acrobática. O desempenho de ginásticas bases e volantes.” Dissertação apresentada à Universidade do Porto, com vista à obtenção do 2º Ciclo de Estudos em Treino de Alto Rendimento Desportivo, Porto.
- Filippin, N.T. (2007). “Estudo da distribuição das pressões plantares em crianças obesas: Efeitos de um programa de intervenção.” Tese de Mestrado em Fisioterapia. Centro de Ciências Biológicas e da Saúde da Universidade Federal de São Carlos, São Carlos.
- Fonseca, D.B. (2017). “Registo e Análise da Distribuição Plantar na Identificação de Parâmetros Associados à Biomecânica do Pé”. Tese de Mestrado em Engenharia e Gestão Industrial. Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, Coimbra.
- Frantzopoulou, A., Douka, S., Kaimakamis, V., Matsaridis, A., Terzoglou, M. (2012). “Acrobatic Gymnastics in Greece from Ancient Times to the present day”, *Studies in Physical Culture & Tourism*, 18 (4), 337-342.

- França, L. (2000). A Estruturação Muscular e a Intervenção da Cadeia Cinética Responsável pela Impulsão em Trampolins. Tese de Mestrado apresentada à FCDEF-UP.
- Gagey, P. e Weber, B. (2000). “Plataforma de força para aplicações biomédicas”, Ilha Solteira, São Paulo.
- Giacomozzi, C. e F. Martelli (2006), "Peak pressure curve: An effective parameter for early detection of foot functional impairments in diabetic patients", *Gait & Posture*, 23(4), 464-470.
- Gurney, J., Kersting, U. e Rosenbaum, D. (2008), "Between-day reliability of repeated plantar pressure distribution measurements in a normal population", *Gait & Posture*, 27(4), 706-709.
- Henning, E.M. (2003), “The evolution and biomechanics of the human foot – applied research for footwear”, *Revista Brasileira de Biomecânica*, 4(1), 7-14.
- Hughes, J. e Pratt, L. (1991), “Reliability of pressure measurements: the Emed F System”, *Clinical Biomechanics*, 6, 14-18.
- Imamura, M. (1997), “Instrumentação em podobarometria”, In: M. Saad, L. R. Batistella (eds.), *Análise de marcha: manual de CAMO-SBMFR*, Lemos Editorial, São Paulo.
- Jesus, L.O.S.P.P. (2006). “Análise e Quantificação de Imagens Pedobarográficas em Patologias do Hallux Valgus”. Tese de Mestrado em Engenharia Mecânica. Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, Coimbra.
- Kerwin, G., Yeadon, R., e Lee, C. (1990), “Body configuration in multiple somersault high bar dismounts”, *International Journal of Sports Biomechanics*, 6, 147–156.
- Laetitia, F., Siegel, J., Dahl, M., Alimusaj, M., e Wolf, S., (2009), “Spatial Synchronization of an Insole Pressure Distribution System with a 3D Motion Analysis System for Center of Pressure Measurements”, *Medical & Biological engineering & computing*, 47,85–92.

- Melai, T., Ijzerman, T.H, Schaper, N.C., Lange, T.L., Willems, P.J., Meijer, K., (2011) - "Calculation of plantar pressure time integral, an alternative approach", *Gait & Posture*, 34(3), 379-383.
- Merida, F., Nista-Piccolo, V. L., & Merida, M. (2008), "Redescobrimo a Ginástica Acrobática", *Movimento*, 14(2), 155-180.
- Mills, C., Pain, G., e Yeadon, R. (2006), "Modeling a viscoelastic gymnastics landing mat during impact", *Journal of Applied Biomechanics*, 22, 103–111.
- McNitt-Gray, J. (1991), "Kinematics and impulse characteristics of drop landing from three heights", *International Journal of Sport Biomechanics*, 7, 201–204.
- McNitt-Gray, J. (1993), "Kinetics of the lower extremities during drop landings from three heights", *Journal of Biomechanics*, 25, 1037–1046.
- McNitt-Gray, J., Yokoi, T., e Millward, C. (1994), "Landing strategies used by gymnasts on different surfaces." *Journal of Applied Biomechanics*, 10, 237–252.
- Oliveira, J. d. J. F. (2007). "Satisfação com a imagem corporal e propensão para desordens alimentares: estudo em atletas de ginástica acrobática". Monografia realizada no âmbito da disciplina de Seminário do 5º ano da licenciatura em Desporto e Educação Física da Faculdade de Desporto da Universidade do Porto, Porto.
- Orlin, M. e McPoil, T. (2000) - "Plantar Pressure Assessment". *Physical Therapy*, 80(4), 399-409.
- Pérez, P., Llana, S., e Alcantara, E. (2006), "Partial implementation of the Q.F.D. methodology for the identification of the most important characteristics and features of gymnastics mats design", *International Journal of Applied Sports Science*, 18, 65–77.
- Pérez, P., Llana, S., e Alcantara, E. (2008), "Standard test ability to measure impact forces reduction on mats", *International Journal of Sports Science and Engineering*, 2, 162–168.

- Pozzo, T. e Studeny, C. (1987), "Théorie et pratique des sports acrobatiques", Editions Vigot, Paris.
- Rosebaum, D. e Becker, H. P., (1997), "Plantar pressure distribution measurements: Technical background and clinical applications", *Foot and Ankle Surgery*, 3, 1-14.
- Roth, S., Roth, A., Jotanovic, Z., e Madarevic, T. (2013), "Navicular Index for Differentiation of Flatfoot from Normal Foot", *International Orthopaedics*, 37(6),1107–12.
- Roy, K.J. (1988), "Force, pressure and motion measurements in the foot: current concepts", *Clin Podiatr Med Surg*, 5 (3), 491-508.
- Sammarco, G.J. e Hockenbury, R.T. (2001), "Biomechanics of the foot and ankle", In: M. Nordin e V. Frankel (eds.), *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*, Lippincott Williams & Wilkins, Baltimore. Maryland.
- Schaff, P.S., (1993), "An overview of foot pressure measurement systems", *Clin Podiatr Med Surg*, 10(3),403-15.
- Sousa, D. S. S. e Tavares, J. M. R. S. (2006). "Estudo de Soluções Comerciais para Análise Clínica da Pressão Plantar". Relatório realizado no âmbito do projecto: ACTIDEF - Avaliação Computacional e Tecnológica Integrada do Desempenho e Funcionalidade de Cidadãos com Incapacidades Músculo-esqueléticas. Instituto de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial - Laboratório de Óptica e Mecânica Experimental da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto.
- Tábuas, C.S.D. (2012). "Análise da Pressão Plantar para fins de Diagnóstico". Tese de Mestrado em Engenharia Biomédica. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto.
- Taunton, J., Rya, M., Clement, D., McKenzie, D., Lloyd-Smith, D. e Zumbo, B.(2002), "A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries", *British Journal of Sports Medicine*,36(2),95-101.

Whittle, M. W. (2007), “Gait Analysis: An introduction”, Fourth Edition, Butterworth-Heinemann Ltd, London.

Ximenes, M. e Peron, G. (2013). “Implementação e avaliação de uma palmilha de látex com sistema de sensores para investigação da distribuição de pressão plantar em indivíduos autistas”. Monografia submetida ao curso de graduação em Engenharia Electrónica da Universidade de Brasília. Universidade de Brasília Engenharia Electrónica, Brasília.