



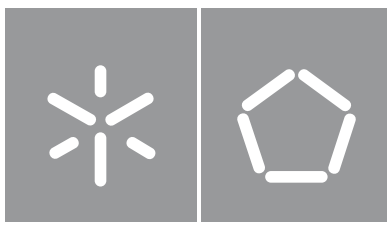
João Pedro Ferreira Lopes

**Aplicação da simulação computacional à aferição do comportamento mecânico de solas para calçado**

**Universidade do Minho**  
Escola de Engenharia







**Universidade do Minho**

Escola de Engenharia

João Pedro Ferreira Lopes

**Aplicação da simulação computacional  
à aferição do comportamento mecânico  
de solas para calçado**

Tese de Mestrado Integrado em  
Engenharia de Polímeros

Trabalho efetuado sob a orientação do(a)  
**Professor Doutor João Miguel Nóbrega**  
**Doutor Conrado Planas Zanutto**

## **Direitos de autor e condições de utilização do trabalho por terceiros**

Este é um trabalho académico que pode ser utilizado por terceiros desde que respeitadas as regras e boas práticas internacionalmente aceites, no que concerne aos direitos de autor e direitos conexos. Assim, o presente trabalho pode ser utilizado nos termos previstos na licença abaixo indicada. Caso o utilizador necessite de permissão para poder fazer um uso do trabalho em condições não previstas no licenciamento indicado, deverá contactar o autor, através do RepositóriUM da Universidade do Minho.

### **Licença concedida aos utilizadores deste trabalho:**



#### **Atribuição CC**

#### **BY**

<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>

## **Agradecimentos**

Aos meus orientadores, Professor Doutor João Miguel Nóbrega e Doutor Conrado Planas Zanutto, expresso gratidão pela atenção, paciência, incentivo e apoio constante com que me acompanharam ao longo deste processo.

Aos membros do grupo de investigação CRheo, agradeço pela ajuda prestada durante este percurso.

À minha família e amigos, meu profundo agradecimento pela compreensão e motivação oferecidas nesta longa caminhada.

## **Declaração de integridade**

Declaro ter atuado com integridade na elaboração do presente trabalho académico e confirmo que não recorri à prática de plágio nem a qualquer forma de utilização indevida ou falsificação de informações ou resultados em nenhuma das etapas conducente à sua elaboração. Mais declaro que conheço e que respeitei o Código de Conduta Ética da Universidade do Minho.

Universidade do Minho, 31 de Janeiro de 2024

Nome: João Pedro Ferreira Lopes

Assinatura: \_\_\_\_\_

## Resumo

Nesta dissertação do Mestrado Integrado em Engenharia de Polímeros, foi adotado um procedimento de análise mecânica baseado na simulação computacional. O seu foco central foi a aferição e aprimoramento do comportamento mecânico de solas fornecidas pelas empresas Procalçado e Atlanta. Esse esforço foi integrado a um processo de concepção e otimização que culminou na produção de solas e insertos de molde para calçado através de manufatura aditiva. A análise das solas permitiu verificar que o desempenho mecânico foi altamente influenciado pelas características geométricas de cada sola.

No caso das solas FlotActiv e Grade Convencional, fornecidas pela Procalçado, a propensão dos amortecedores da primeira para a flexão, quando sujeitas à compressão, resultou em deformações e deslocamentos superiores aos causados na estrutura de grade da segunda, ou seja, maior amortecimento e acomodação aos movimentos do calcanhar, além de uma distribuição de tensões mais uniforme face à maior área de contacto entre calcanhar e sola. Em contrapartida, a geometria mais rígida da Grade Convencional exibiu uma tendência à concentração de tensões para cargas idênticas. A abordagem de melhoria tomada para a Grade Convencional, redução da espessura da grade, refletiu-se num comportamento menos rígido, conforme desejado, mas resultou em tensões ainda mais intensas e concentradas, tornando-a inviável para qualquer função.

Após um estudo de diversas configurações de amortecedores, efetuado com o intuito de tornar a FlotActiv menos suscetível ao colapso, identificou-se um amortecedor com rigidez duplicada. Este resultou da inclusão de uma protuberância traseira larga à forma original do amortecedor. Os ensaios de "Bennewart", que causaram a flexão da sola Helena da empresa Atlanta, permitiram identificar picos de tensões e pontos de potencial fraqueza, sobretudo na proximidade à linha de flexão. Destacaram-se as regiões de geometria côncava localizadas na sua superfície inferior, devido à sua curvatura e reduzida quantidade de material de suporte, assim como zonas de transição de superfície inferior para lateral, devido à descontinuidade no perfil geométrico ocorrida.

Apesar dos diversos obstáculos enfrentados durante a realização da dissertação, incluindo restrições de tempo, problemas relativos à modelação, obtenção de resultados desfavoráveis e não cumprimento de alguns objetivos, demonstrou-se a viabilidade da simulação computacional como ferramenta de apoio à concepção e otimização de calçado. Ajudou a obter uma maior compreensão do impacto de parâmetros geométricos no desempenho mecânico, através de dados fundamentais difíceis de obter experimentalmente. Adicionalmente, em alguns casos, ficou evidenciado o seu potencial para melhoria da eficiência do processo de concepção e otimização.

**Palavras-chave:** Simulação computacional, solas de calçado, indústria de calçado, análise mecânica, distribuição de tensões, deslocamento, design, melhoria de desempenho, conforto

## Abstract

In this Master's dissertation in Polymer Engineering, a mechanical analysis procedure based on computational simulation was adopted. Its central focus was on the assessment and improvement of the mechanical behavior of soles supplied by the companies Procalçado and Atlanta. This effort was integrated into a design and optimization process that culminated in the production of soles and mold inserts for footwear through additive manufacturing. The analysis of the soles allowed verifying that the mechanical performance was highly influenced by the geometric characteristics of each sole.

In the case of the FlotActiv and Conventional Grid soles, supplied by Procalçado, the propensity of the first's dampers for flexion, when subjected to compression, resulted in deformations and displacements superior to those caused in the grid structure of the latter, meaning greater cushioning and accommodation to heel movements, as well as a more uniform distribution of stresses due to the greater contact area between heel and sole. In contrast, the stiffer geometry of the Conventional Grid exhibited a tendency towards stress concentration for identical loads. The improvement approach taken for the Conventional Grid, reducing the thickness of the grid, resulted in a less rigid behavior, as desired, but also in even more intense and concentrated stresses, making it unviable for any function.

After studying various damper configurations, aimed at making the FlotActiv less susceptible to collapse, a damper with doubled stiffness was identified. This resulted from the inclusion of a wide rear protrusion to the original shape of the damper. The Bennewart tests, which caused flexion of the Atlanta company's Helena sole, allowed identifying stress peaks and potential weakness points, especially near the flexion line. The concave geometry regions located on its underside stood out due to their curvature and reduced amount of support material, as well as transition zones from the underside to the side, due to the discontinuity in the geometric profile that occurred.

Despite the various obstacles faced during the dissertation, including time constraints, modeling issues, obtaining unfavorable results, and not meeting some objectives, the feasibility of computational simulation as a tool to support the design and optimization of footwear was demonstrated. It helped to gain a better understanding of the impact of geometric parameters on mechanical performance, through fundamental data that are difficult to obtain experimentally. Additionally, in some cases, its potential for improving the efficiency of the design and optimization process was evident.

**Keywords:** Computational simulation, shoe soles, footwear industry, mechanical analysis, stress distribution, displacement, design, performance enhancement, comfort



## Conteúdo

<b>Capítulo 1 – Introdução</b>	1
1.1 Motivação e Objetivos	4
1.2 Organização da Dissertação	5
<b>Capítulo 2 – Estado da Arte</b>	6
<b>Capítulo 3 – Modelação</b>	28
3.1 Introdução	28
3.2 Equações Governativas	29
3.3 Formulação Matemática Linear e Não Linear	30
3.4 Lei Constitutiva	31
3.5 Discretização do Domínio da Solução	32
3.6 Discretização de equações governativas	33
<b>Capítulo 4 – Apresentação de Casos de Estudo</b>	35
4.1 Solas FlotActiv e Grade Convencional - Comparação	35
4.1.1 Preparação de Modelos 3D de Sola, Pé e Palmilha para Simulação	36
4.1.2 Propriedades Materiais	39
4.1.3 Condições de Fronteira e outros Parâmetros da Simulação	41
4.1.4 Criação da Malha Computacional	45
4.1.4.1 Estudo de Refinamento da Malha	45
4.2 Grade Convencional - Revisão de Design	50
4.3 Sola FlotActiv - Design de Amortecedores	52
4.4 Comportamento à Flexão - Sola Helena	59
<b>Capítulo 5 – Apresentação e Discussão de Resultados</b>	64
5.1 Introdução	64
5.2 Comparação das Solas FlotActiv e Grade Convencional	64
5.2.1 Resultados	65
5.2.2 Discussão de Resultados	66
5.2.3 Conclusão	69

5.3	Grade Convencional - Revisão de Design .....	69
5.3.1	Resultados .....	70
5.3.2	Discussão de Resultados .....	72
5.3.3	Conclusões .....	72
5.4	Sola FlotActiv - Design de Amortecedores .....	73
5.4.1	Resultados .....	73
5.4.1.1	Amortecedores com nervura traseira .....	73
5.4.1.2	Amortecedores com nervura frontal .....	73
5.4.1.3	Amortecedores com bossa traseira .....	75
5.4.1.4	Amortecedores com região complementar traseira .....	75
5.4.1.5	Comparação entre todos os amortecedores .....	76
5.4.2	Discussão de Resultados .....	78
5.4.3	Conclusão .....	80
5.5	Comportamento à Flexão - Sola Helena .....	82
5.5.1	Resultados .....	83
5.5.2	Discussão de Resultados .....	85
5.5.3	Conclusões .....	87
	<b>Capítulo 6 – Conclusão e Sugestões para Trabalhos Futuros .....</b>	<b>88</b>
	<b>Referências .....</b>	<b>91</b>

## Lista de Figuras

Figura 2.1:	Representação esquemática dos componentes de um sapato. ....	6
Figura 2.2:	Representação anatômica simplificada do pé e área associada à fascite plantar. ...	7
Figura 2.3:	Palmilhas ortopédicas personalizadas a paciente. ....	8
Figura 2.4:	Sistema de análise de marcha F-Scan in-shoe. ....	9
Figura 2.5:	Modelo bidimensional do esqueleto do pé. ....	10
Figura 2.6:	Modelo bidimensional do segundo metatarso e tecido circundante. ....	11
Figura 2.7:	Modelo bidimensional do plano sagital do pé. ....	12
Figura 2.8:	Regiões da sola do pé. ....	13
Figura 2.9:	Previsão de pressão plantar, tensões de Von Mises e tensões máximas de corte junto ao orifício, respetivamente. ....	14
Figura 2.10:	Pressão plantar para solas plana e adaptada ao pé, ambas de baixa rigidez. ....	15
Figura 2.11:	Modelo tridimensional complexo de pé e calçado. ....	17
Figura 2.12:	Modelo tridimensional complexo de pé e calçado. ....	17
Figura 2.13:	Deformações de tecidos à volta de metatarsos. ....	18
Figura 2.14:	Deformações de Von Mises na fásia plantar. ....	19
Figura 2.15:	Modelos de metatarsos e tecido mole circundante utilizados. ....	21
Figura 2.16:	Modelos axissimétricos de calcanhar e diferentes configurações de palmilha. ....	22
Figura 2.17:	Estrutura em treliça das entressolas para diferentes células unitárias. ....	24
Figura 2.18:	Pressão plantar para entressola de cada tipologia de célula unitária. ....	25
Figura 3.1:	Representação de Volume de Controlo. ....	32
Figura 4.1:	Solas FlotActiv e Grade Convencional. ....	36
Figura 4.2:	Região extraída e alisada do calcanhar da sola. ....	37
Figura 4.3:	Sola, Palmilha e Região do calcanhar do pé. ....	38
Figura 4.4:	Patches para o calcanhar. ....	38
Figura 4.5:	Patches para a palmilha. ....	38
Figura 4.6:	Patches para as duas solas. ....	39

Figura 4.7:	Provete para ensaio de tração a borracha SBR. ....	40
Figura 4.8:	Máquina de ensaio utilizada para medir módulo de elasticidade de borracha SBR. ....	40
Figura 4.9:	Curva de tensão-deformação obtida para um provete SBR. ....	41
Figura 4.10:	Palmilha Strobel. ....	41
Figura 4.11:	Curva de tensão-deformação obtida para amostra de palmilha Strobel. ....	42
Figura 4.12:	Componentes envolvidos nas simulações. ....	43
Figura 4.13:	Condições de Fronteira. ....	43
Figura 4.14:	Malhas refinadas e grosseiras para as duas solas. ....	46
Figura 4.15:	Força $F_z$ em função do deslocamento para duas malhas da Grade Convencional. .	47
Figura 4.16:	Deslocamento para duas malhas da Grade Convencional. ....	48
Figura 4.17:	Tensões de von Mises para duas malhas da Grade Convencional. ....	49
Figura 4.18:	Força em função do deslocamento para duas malhas da FlotActiv. ....	50
Figura 4.19:	Deslocamento para duas malhas da FlotActiv. ....	50
Figura 4.20:	Tensões de von Mises para duas malhas da FlotActiv. ....	51
Figura 4.21:	Modificação de Grade. ....	52
Figura 4.22:	Amortecedor curvo da região do calcanhar da versão atual da sola FlotActiv. ....	53
Figura 4.23:	Tipos de geometria complementar. ....	54
Figura 4.24:	Dois tipos de amortecedor utilizados na FlotActiv. ....	55
Figura 4.25:	Amortecedores e variáveis de design em relação a eixo de referência. ....	55
Figura 4.26:	Amortecedores com nervura traseira. ....	56
Figura 4.27:	Amortecedores com nervura frontal. ....	57
Figura 4.28:	Amortecedores com bossa traseira. ....	57
Figura 4.29:	Patches para o amortecedor. ....	58
Figura 4.30:	Patches para a placa superior. ....	58
Figura 4.31:	Condições de fronteira. ....	59
Figura 4.32:	Geometria da Sola Helena. ....	59
Figura 4.33:	Localização da Linha de Flexão. ....	60
Figura 4.34:	Execução de Ensaio <b>Bennewart</b> . ....	61
Figura 4.35:	Secção da Sola Helena modelada. ....	62
Figura 4.36:	<b>Patches</b> para secção de Sola Helena utilizada. ....	62

Figura 4.37: Condições de fronteira para secção de Sola Helena utilizada. ....	63
Figura 5.1: Força em função do deslocamento para as duas solas. ....	65
Figura 5.2: Deslocamento para 400 N das duas solas. ....	66
Figura 5.3: Tensões de von Mises para 400N das duas solas. ....	66
Figura 5.4: Distribuição de tensões $\sigma_{ZZ}$ para as duas solas. ....	67
Figura 5.5: Secção investigada e localização de Calcâneo. ....	68
Figura 5.6: Força em função do deslocamento para as três solas analisadas. ....	70
Figura 5.7: Distribuição de deslocamento à 400 N para as três solas. ....	71
Figura 5.8: Tensões de von Mises para $F_z = 400$ N nas três solas. ....	71
Figura 5.9: Tensões de von Mises para 400N nas três solas. ....	71
Figura 5.10: Estado de amortecedor para deslocamento de placa de 1cm. ....	73
Figura 5.11: Força em função do deslocamento para amortecedores com nervura traseira apresentados na Figura 4.26 ....	74
Figura 5.12: Força em função do deslocamento para amortecedores com nervura frontal apresentados na Figura 4.27. ....	74
Figura 5.13: Força em função do deslocamento para amortecedores com bossa traseira apresentados na Figura 4.28. ....	75
Figura 5.14: Força em função do deslocamento para amortecedores com complementos geométricos na traseira apresentados nas Figuras 4.26 e 4.28. ....	76
Figura 5.15: Força em função do deslocamento para todos os amortecedores. ....	77
Figura 5.16: Tensões na nervura frontal. ....	78
Figura 5.17: Amortecedor escolhido para sola FlotActiv. ....	81
Figura 5.18: Três versões de sola FlotActiv. ....	81
Figura 5.19: Três versões de insertos para sola FlotActiv. ....	82
Figura 5.20: Padrão ondulado utilizado na superfície inferior da Sola Helena. ....	83
Figura 5.21: Deslocamento ocorrido na Sola Helena para o tempo de 1.5 s. ....	83
Figura 5.22: Tensões na a) Superfície inferior da Sola Helena, b) Região onduladas, c) Lado esquerdo de região onduladas perto de eixo de rotação. ....	84
Figura 5.23: Tensões na parte dianteira da Sola Helena. ....	84
Figura 5.24: Tensões na borda da superfície superior da Sola Helena. ....	85

Figura 5.25: Tensões para zonas onduladas na superfície superior da Sola Helena. ....	86
Figura 5.26: Distribuição de tensões $\sigma_{XX}$ ao longo da Sola Helena. ....	86

## Lista de Tabelas

Tabela 4.1: Módulo de Elasticidade ( $E$ ) do material SBR (55 ShA). . . . .	41
Tabela 4.2: Módulo de Elasticidade ( $E$ ) da palmilha Strobel. . . . .	42
Tabela 4.3: Propriedades mecânicas referentes a componentes apresentados na Figura 4.12. . . . .	42
Tabela 4.4: Dados de Refinamento Grade. . . . .	47
Tabela 4.5: Dados de Refinamento das duas malhas da FlotActiv. . . . .	49
Tabela 4.6: Nomenclatura para Amortecedores de Nervura Traseira. . . . .	55
Tabela 4.7: Nomenclatura para Amortecedores de Nervura Frontal. . . . .	56
Tabela 4.8: Nomenclatura para Amortecedores de Bossa Traseira. . . . .	56
Tabela 4.9: Propriedades Mecânicas utilizadas para Sola Helena. . . . .	61
Tabela 5.1: Valores de força para deslocamento de 6mm em amortecedores de nervura frontal. . . . .	78
Tabela 5.2: Valores de força para deslocamento de 6mm em amortecedores de nervura frontal. . . . .	78
Tabela 5.3: Valores de força para deslocamento de 6mm em amortecedores de bossa traseira. . . . .	78
Tabela 5.4: Parâmetros da Simulação do Caso Definitivo. . . . .	82

---

# CAPÍTULO 1

## Introdução

A indústria do calçado apresenta um elevado potencial económico, em conformidade com dados recentes [1], os quais revelam que o mercado global de calçado deverá atingir receitas em torno de 400 mil milhões de dólares americanos até 2023. Vários intervenientes disputam as quotas de mercado, como grandes companhias, designers, comerciantes, fabricantes e retalhistas [2], resultando num setor altamente fragmentado e competitivo. Atualmente, existe uma grande variedade de opções disponíveis para satisfazer as preferências do público, desde itens de luxo até calçado desportivo. Além disso, o mercado do calçado é altamente volátil e dinâmico devido à rápida e contínua evolução das preferências do público [3], caracterizando-se por calçado com ciclos de uso mais breves e grande diversidade de métodos de fabrico [4]. A satisfação do público em relação a aspetos como a funcionalidade, conforto e estética do calçado, é fundamental para que empresas se mantenham competitivas. O conforto é uma das maiores preocupações dos consumidores e normalmente é um fator primordial na compra de calçado [5], sendo que o ajuste do calçado ao pé individual é um dos principais fatores que promovem conforto [6, 7]. Para permanecerem competitivas num mercado com elevada concorrência, oferta diversificada e caracterizado por mudanças frequentes das preferências do público, as empresas de calçado estão constantemente à procura de estratégias e abordagens inovadoras, visando desenvolver calçado com desempenho e qualidade superior, e, desse modo, obter a maior quota de mercado [8]. Como resultado deste enquadramento, há um elevado foco na investigação do projeto e processo produtivo do calçado, onde frequentemente se recorre a técnicas como a simulação computacional. Neste âmbito, várias áreas de potencial melhoria são reconhecidas, as quais incluem o desenvolvimento de calçado personalizado e novas abordagens de design para calçado mais confortável [9–14].

A análise da locomoção humana permite perceber que os pés são sujeitos a vários tipos de estímulos mecânicos, sendo a principal função do calçado protegê-los de terrenos acidentados e intrusões externas, bem como de reduzir o impacto das tensões resultantes [15]. É de grande importância entender de que maneira essas tensões se distribuem ao longo do pé humano, para identificar possíveis mecanismos de mitigação a serem implementados no calçado. A previsão de parâmetros importantes e normalmente difíceis de medir experimentalmente [16], como as tensões aplicadas no pé [9], permite uma análise mais completa e detalhada da interação mecânica entre pé e calçado. Com a contribuição de abordagens computacionais como a simulação, torna-se possível



reunir informação inestimável para o desenvolvimento do calçado. A simulação computacional, que envolve a resolução de equações diferenciais parciais governantes, fornece uma previsão valiosa e informativa da evolução de um sistema sob diferentes condições impostas pelo utilizador. O alcance da investigação do comportamento mecânico do calçado é significativamente ampliado pela simulação computacional, possibilitando uma compreensão mais aprofundada deste. A principal dificuldade da simulação prende-se com a criação de modelos representativos da realidade. É uma tarefa complexa, demorada e computacionalmente exigente, particularmente quando estão envolvidos sistemas altamente detalhados, requerendo um conhecimento profundo dos parâmetros físicos e matemáticos associados [16]. Frequentemente, de forma a evitar instabilidades numéricas e obter resultados rapidamente, vários aspetos relacionados com a configuração da simulação são simplificados. Nesse quadro, embora os custos e complexidade associadas à simulação sejam contornados, o sistema estudado pode não ser representado de forma adequada, potencialmente originando resultados e orientações incorretas. No entanto, graças a avanços tecnológicos como o aumento da velocidade de computação e da capacidade de armazenamento de dados, a realização de estudos progressivamente mais complexos tem sido possibilitada, consolidando a simulação computacional como uma ferramenta fundamental em várias indústrias, incluindo a de calçados.

De forma a introduzir calçado inovador no mercado, capaz de responder à contínua e rápida evolução das exigências dos consumidores por maior variedade e qualidade [3], as empresas têm procurado formas de acelerar o processo de desenvolvimento do calçado [17]. Neste aspeto, as características da abordagem computacional tornam-na extremamente valiosa para a indústria do calçado. A simulação permite introduzir inovações no calçado de forma mais célere e menos custosa, através do contorno parcial do processo dispendioso e demorado de construção e teste de múltiplos protótipos associado ao processo experimental [9, 10, 16]. Neste contexto, os processos computacionais tendem a ser mais eficientes que os experimentais, tanto em termos de custo de execução como de tempo, proporcionando um benefício significativo nas fases iniciais de conceção e desenvolvimento do calçado [3]. A resolução de problemas e extração de informação é facilitada pois a simulação computacional apresenta a vantagem de poder ser utilizada para monitorizar rapidamente o efeito da mudança de variáveis [9, 12]. Com o encurtamento do ciclo de conceção e desenvolvimento, a transição para a fase de produção é acelerada.

A simulação computacional desempenha um papel crucial numa quantidade relevante de investigação dedicada à validação de novos modelos de calçado, com características inovadoras e componentes complexos, que visam proporcionar conforto e bem-estar superiores para pessoas de diferentes segmentos da sociedade [7, 9–15]. Uma parte significativa dessa investigação envolve o estudo do calçado contemporâneo, suas desvantagens e potenciais estratégias de melhoria a implementar [10–12]. É óbvio que a utilização de calçado de qualidade superior é fundamental na prevenção de dores e no tratamento de condições patológicas dos pés [10]. Vários estudos sugerem que o calçado que não se ajusta à forma e à função naturais do pé, acabará por alterar o seu comportamento biomecânico e morfologia, e contribuir para o desenvolvimento de distúrbios

estruturais no pé [18–20]. Este facto é especialmente prevalente em pessoas que sofrem de diabetes [10, 11]. A perda de sensibilidade nos nervos do pé, promovido pela diabetes, faz com que as lesões repetitivas dos tecidos passem despercebidas e acabem por se desenvolver doenças relacionadas com os pés, tais como úlceras [21]. No entanto, os hábitos sedentários e estilos de vida menos saudáveis, responsáveis pelo aumento da obesidade e índice de massa corporal (IMC), são cada vez mais frequentes entre a população mundial, o que eleva a propensão para doenças deste tipo [7]. É unânime entre especialistas de podologia que a maioria do calçado contemporâneo não é congruente com a estrutura anatómica natural do pé humano, o que aumenta o risco de lesões, patologias, desconforto e mal-estar [12, 18–20]. Em função do exposto, está claro que a generalidade do calçado convencional não é capaz de tratar adequadamente as doenças referidas, nem de as prevenir. A pesquisa médica, suportada pela simulação computacional [9–12], tem mostrado uma notável capacidade para a verificação dos problemas associados ao calçado contemporâneo bem como na identificação de abordagens prometedoras para melhoria. Além disso, tem sido essencial para o desenvolvimento de soluções de suporte ortopédico capazes de proporcionar conforto e prevenir lesões nas diversas atividades do dia-a-dia, bem como em indivíduos de setores como o desporto ou saúde [7, 9–14]. Neste contexto, a simulação computacional tem contribuído diretamente para a prevenção, tratamento e reabilitação de doenças dos pés. Uma componente substancial das novas abordagens de conceção de calçado mais confortável baseia-se na tecnologia emergente de manufatura aditiva [7, 13, 14], fazendo uso da flexibilidade e liberdade de design proporcionada [22] para produzir estruturas de suporte ao pé altamente complexas, difíceis ou impossíveis de atingir por manufatura subtrativa, e mais importante, personalizadas. Estas incluem configurações heterogéneas de solas com geometrias elaboradas e concebidas tendo em consideração as áreas mais sensíveis do pé e de superfície compatível à morfologia plantar do utilizador [14]. A aplicação da manufatura subtrativa para o fabrico de calçado mais complexo e/ou personalizado, ou seja, segundo as necessidades do indivíduo, não é viável devido à falta de flexibilidade inerente ao processo de fabrico [7, 23]. Isso inclui a dificuldade em gerar geometrias mais complexas e os elevados custos associados à produção de moldes personalizados [24]. A simulação computacional tem sido crucial para permitir usufruir do potencial da manufatura aditiva para indústria do calçado [7, 13, 14]. Isso envolve a validação de calçado personalizado, revelando o seu potencial para oferecer as melhores propriedades de conforto, ajuste e função para uma determinada pessoa, de forma economicamente viável [5]. É evidente que a manufatura aditiva, em colaboração com a simulação computacional, tem o potencial para revolucionar a indústria do calçado em diversas formas, nomeadamente em setores orientados para a saúde, através de dispositivos ortopédicos, e no desporto, por meio de calçado especializado a atividades físicas. De forma direta, a manufatura aditiva não é capaz de acomodar as necessidades intensivas e de produtividade elevada exigidas pelo setor do calçado como a manufatura convencional [7]. Ainda assim, as qualidades que possui são de grande utilidade no fabrico de ferramentas de processamento para moldação por injeção. Os avanços na tecnologia de fabrico de ferramentas por manufatura aditiva permitiram encurtar o tempo de desenvolvimento e fabrico de moldes e insertos e reduzir os custos de produção, uma vez que vários subprocessos

como a fresagem, torneamento e perfuração não são necessários [25–28]. Devido a estas vantagens, as ferramentas rápidas para moldação por injeção são especialmente úteis para produções de baixo volume e de geometrias complexas [29, 30]. Geralmente, devido a limitações inerentes do processo, o fabrico aditivo origina ferramentas de processamento com propriedades térmicas e mecânicas significativamente piores que as de manufatura convencional, com menor tolerância ao calor e às tensões envolvidas na moldação por injeção [26, 28]. Como resultado, a ferramenta resultante apresenta uma durabilidade mais reduzida e, além disso, a qualidade das peças produzidas pode ser afetada negativamente [31]. A baixa resistência dessas ferramentas torna as mais apropriadas para utilização em demonstrações ou como modelos funcionais, por exemplo em testes de design e validação de conceitos [32]. No entanto, tecnologias como a sinterização direta por laser de metal (DMLS-Direct Metal Laser Sintering) permitem produzir ferramentas metálicas com os níveis de resistência térmica e mecânica exigidos na moldação por injeção para séries de produção maiores e peças de alta qualidade, com a vantagem adicional de permitir fabricar geometrias difíceis de alcançar com meios convencionais [25, 26, 28, 30, 32]. Estas qualidades tornam a DMLS uma tecnologia promissora para a produção de calçado complexo e personalizado e com maior capacidade para responder à procura exigida pelo setor do calçado.

### **1.1 Motivação e Objetivos**

A dissertação está integrada no âmbito do projeto GreenShoes 4.0, uma iniciativa promovida pelo Cluster do Calçado e Moda. Por meio de um desenvolvimento de inovações em diversas áreas, o cluster, que inclui várias empresas portuguesas da indústria do calçado, pretende contribuir para a construção de uma base produtiva nacional competitiva, baseada na pesquisa técnico-científica. No centro dessa transformação, encontram-se princípios orientadores como a sustentabilidade, digitalização, economia circular e a neutralidade carbónica.

A dissertação encontra-se inserida na atividade “Ferramentas de modelação, simulação e manufatura aditiva”, a qual abrange o desenvolvimento e teste de ferramentas para a modelação do fabrico e comportamento estrutural de componentes produzidos em materiais plásticos e está associado às empresas Procalçado – Produtora de Componentes para Calçado, S.A. e Atlanta – Componentes para Calçado, Lda. Neste contexto, é dada ênfase a aplicação de códigos previamente desenvolvidos incluídos no pacote de ferramentas solids4Foam [33], para aferição do comportamento estrutural de solas para calçado fornecidas por ambas as empresas, visando que esta abordagem atue como forma de suporte à conceção e otimização das solas. A principal motivação reside na necessidade de aferir as vantagens da utilização da computação como ferramenta para obtenção de informação sobre detalhes relevantes e difíceis de medir experimentalmente, assim como para a identificação de melhorias a efetuar nas solas fornecidas. Desta forma, pretende-se evitar os gastos excessivos de recursos materiais e tempo associados às abordagens empíricas de tentativa e erro, nomeadamente no fabrico de protótipos, contribuindo para um processo de conceção e otimização das

solas mais eficiente. Para as solas fornecidas, procura-se melhorar o seu desempenho em diferentes situações do quotidiano por meio da informação obtida na simulação do seu comportamento mecânico. No caso da empresa Procalçado, o objetivo final é melhorar o conforto proporcionado ao utilizador. A intenção é promover modificações que originem estruturas de suporte capazes de funcionar como um apoio estabilizador para o pé com distribuição melhorada das tensões plantares, resultando em um grau de relaxamento melhorado para o utilizador. No contexto da empresa Atlanta, o intuito é alcançar uma resposta melhorada da sola fornecida à flexão, através da otimização do design atual.

A dissertação foca-se principalmente na associação da computação ao processo de melhoria do desempenho do calçado, mas além disso preocupa-se em integrar a simulação computacional com a manufatura aditiva, o que se traduz em um fluxo de conceção e produção digital de solas para calçado. Isto vai ao encontro de um dos principais objetivos do projeto Greenshoes 4.0, a otimização dos processos de fabrico. Conforme mencionado anteriormente, as exigências do mercado por produtos personalizados e de maior complexidade vai impulsionando a incorporação de técnicas de fabrico aditivo. De facto, no caso da empresa Procalçado, o processo de fabrico atualmente empregue pela empresa, recorrendo a processos de maquinagem convencional, é extremamente complexo, moroso e dispendioso, quando se lida com geometrias complexas como é o caso das solas estudadas neste trabalho. Assim, com o objetivo de analisar tanto os benefícios quanto as limitações associadas a esta abordagem alternativa, o trabalho a desenvolver visa também testar a aplicação de fabrico aditivo de solas para calçado e insertos para molde equivalentes.

## **1.2 Organização da Dissertação**

O restante conteúdo da dissertação está distribuído por 5 capítulos. No Capítulo 2, é apresentada a revisão da literatura, sendo que assuntos apresentados na introdução são alvo de uma análise mais aprofundada. São discutidas publicações relacionadas com a simulação computacional e a sua interligação com a investigação do comportamento estrutural de componentes do calçado, incluindo referências à manufatura aditiva. O Capítulo 3 contém a descrição do método implementado na análise do comportamento mecânico, acompanhado de detalhes e informação relevante relativa a parâmetros da simulação dos casos de estudo das solas fornecidas. No Capítulo 4, a organização e configuração dos casos de estudo conduzidos ao longo da dissertação de mestrado é descrita de forma detalhada. Os resultados relativos ao comportamento estrutural das solas fornecidas pelas duas empresas, antes e após a implementação de modificações, são discutidos no Capítulo 5. No Capítulo 6, são apresentadas as conclusões obtidas no trabalho, além de propostas para trabalhos futuros.

## CAPÍTULO 2 Estado da Arte

Neste capítulo, discute-se o estado atual dos temas associados ao trabalho desenvolvido nesta dissertação. A metodologia adotada consistiu na realização de uma revisão sistemática da literatura, com recurso a trabalhos referentes à aplicação da simulação computacional na aferição do comportamento mecânico do calçado. Foi dado destaque a publicações mais relevantes aos tópicos apresentados na introdução. Foram selecionados artigos de revistas, livros e teses, dando-se ênfase à investigação médica. Isto deve-se ao facto das lesões dos pés serem especialmente irritantes e debilitantes. Este facto torna o desenvolvimento de calçado capaz de reduzir as chances da sua ocorrência uma tarefa de elevada utilidade. A falta de mobilidade originada por essas lesões pode limitar a produtividade e qualidade de vida de um indivíduo, sendo especialmente grave para desportistas, em que tem o potencial de comprometer a sua carreira [8].



Figura 2.1: Representação esquemática dos componentes de um sapato [34].

Não é surpreendente portanto que se invistam elevadas quantias de dinheiro e tempo em investigação associada [8]. As áreas de medicina e engenharia têm colaborado cada vez mais para

analisar sistemas biológicos e encontrar estratégias de prevenção e tratamento de lesões dos pés. Isso resultou num avanço exponencial do campo da simulação computacional biomecânica nas últimas três décadas [35]. Uma das principais metas da dissertação é a melhoria do desempenho mecânico das solas fornecidas por empresas do setor do calçado. Por esse motivo, a discussão foca-se maioritariamente na interação entre componentes de suporte ao pé (Figura 2.1), como a palmilha, sola e entressola, e o próprio pé. Isso inclui abordagens de vários tipos, tais como bidimensionais e tridimensionais, detalhadas e simplificadas, com a forma completa ou apenas parcial do pé, entre outras. Nessas abordagens, a previsão e avaliação do comportamento biomecânico de todos os aspetos do pé é realizada por meio da simulação computacional.

## FASCITE PLANTAR



Figura 2.2: Representação anatômica simplificada do pé e área associada à fascite plantar [36].

O calçado tem como principal função assegurar a proteção do pé durante as várias atividades do dia-a-dia. Em alguns casos, pode até melhorar o desempenho atlético. No entanto, comumente a sua principal preocupação é atender às necessidades estéticas e culturais da sociedade. Por exemplo, os sapatos de salto alto possuem uma grande popularidade entre várias pessoas, embora muitas lesões dos pés sejam associadas a este tipo de calçado [37]. O uso de calçado inadequado ou mal ajustado é visto como o principal responsável por dificuldades de locomoção, prejudicando a qualidade de vida dos indivíduos afetados [38]. É também frequentemente implicado em problemas ortopédicos que afetam os membros inferiores. Patologias como úlceras diabéticas, dor plantar, pé artrítico, pé chato, fascite plantar (Figura 2.2) e enfermidades relacionadas com a atividade desportiva implicam uma quantia significativa de gastos médicos [39]. Nesse contexto, é necessária a utilização de calçado apropriado para a prevenção e tratamento de condições patológicas dos pés [10]. Para a conceção de calçado apropriado é importante entender quais os fatores mecânicos que mais afetam

o pé humano.

Na locomoção humana, desenvolvem-se tensões normais, originadas pela pressão vertical cíclica sobre o pé, e tensões de corte, que ocorrem quando o esforço provocado tende a promover o deslizamento entre diferentes camadas dos tecidos que formam o pé [10]. Acredita-se que a principal causa mecânica para o desconforto e desenvolvimento de lesões nos pés é uma distribuição anormal e desigual de carga, resultando em tensões excessivas e concentradas ao longo do pé [40]. A natureza repetitiva da locomoção acentua o impacto destas. Embora nenhum sapato seja capaz de eliminar completamente essas tensões que ocorrem durante a locomoção ou atividade física, um sapato adequadamente projetado pode reduzir o impacto que o pé precisa de suportar. De forma a proteger adequadamente os pés, o calçado deve limitar o desenvolvimento de tensões excessivas e diminuir o seu impacto, através de uma distribuição mais uniforme das mesmas e da redução dos picos associados [9]. É importante destacar que a principal estratégia de design adotada para abordar várias das patologias dos pés mencionadas é a modificação da superfície de contacto entre o pé e a sola, recorrendo a abordagens distintas. Suportes ortopédicos são projetados para reduzir as elevadas pressões plantares geradas ao longo da interface entre o calçado e o pé e as redistribuir de forma mais uniforme [10, 11, 14, 41]. Uma prática comum na prevenção e tratamento de úlceras e dores é a prescrição de palmilhas ortopédicas personalizadas (Figura 2.3) para o paciente, para alívio das pressões elevadas e cargas concentradas que se geram em áreas sob proeminências ósseas do pé [42, 43]. Uma outra abordagem é a incorporação de insertos flexíveis elípticos ou circulares na entressola, os quais possuem menor rigidez que o material circundante. Estes permitem uma maior compressão do calçado e, conseqüentemente, promovem uma diminuição da pressão plantar.



Figura 2.3: Palmilhas ortopédicas personalizadas a paciente [44].

Portanto, as modificações no calçado desempenham um papel importante no tratamento dessas patologias. Uma compreensão clara do mecanismo de transferência de força das estruturas do pé e da distribuição de tensões na interface entre pé e calçado pode ajudar a prever a situação de carga e compreender a fundamentação biomecânica associada a diferentes planos de tratamento

e modelos de calçados funcionais [39]. Mais concretamente, pode ajudar a definir mecanismos de resposta para otimização do calçado. Por esses motivos, é essencial estabelecer formas de realizar medições objetivas das tensões na interface entre a superfície plantar do pé e componentes do calçado como uma palmilha ou sola. No passado, a análise do comportamento mecânico no calçado era feita exclusivamente de forma experimental. Nessa abordagem, o desempenho físico e biomecânico, como o conforto, o ajuste, entre outros, são avaliados através de ensaios efetuados com seres humanos [17]. Numa fase inicial, a obtenção de dados para a análise do comportamento mecânico era uma tarefa de grande dificuldade devido à imprecisão e inconsistência dos sistemas de medição disponíveis [45]. As conclusões dos estudos efetuados eram dependentes de relatos de pessoas, cujo limiar de desconforto é variável e pouco objetivo [45]. Com o tempo e avanço das tecnologias, começaram a surgir sistemas de medição de pressão mais adequados e precisos. Uma das abordagens consiste no uso de uma palmilha com sensores flexíveis embutidos, conforme apresentado na Figura 2.4.

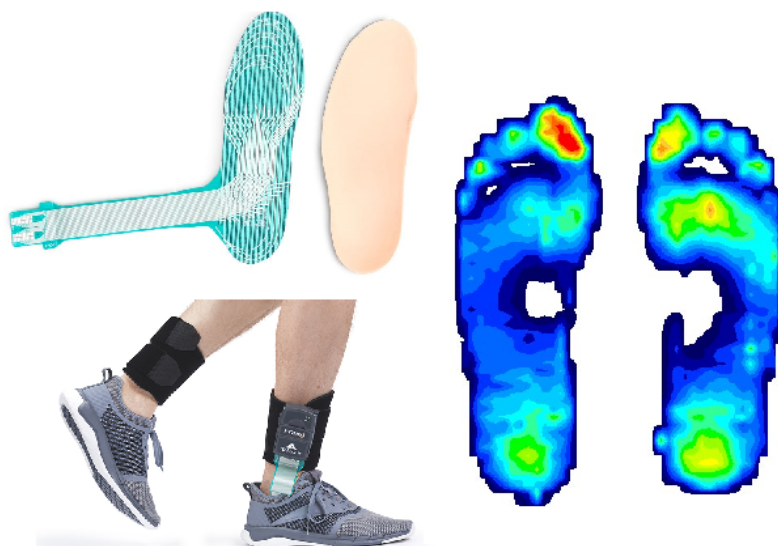


Figura 2.4: Sistema de análise de marcha F-Scan in-shoe [46].

A sua flexibilidade torna-o num sensor portátil para a planta do pé, permitindo dessa forma realizar uma gama ampla de estudos com diferentes padrões de marcha, configurações de calçado ou tipos de piso envolvidos [47]. As distribuições de pressão entre o pé e os diferentes apoios são medidas, permitindo analisar os picos de pressão na superfície plantar [9]. Apesar da sua capacidade e funcionalidade em aplicações de análise da marcha, têm surgido algumas suspeitas sobre a precisão dos sistemas de medição portáteis, o que, por consequência, levanta dúvidas sobre a sua utilidade em ambientes clínicos e de investigação [41]. Algumas limitações identificadas relacionam-se com a falta de precisão na medição causada pela calibração realizada com diferentes indivíduos e pelo calor acumulado dentro do calçado após aplicação prolongada de carga [47]. Outra das limitações envolve a variação na resposta do sensor flexível devido à sua deformação aleatória [47].

Com o progresso da tecnologia, a simulação computacional começou a ser aplicada na análise



de diversos fenómenos, incluindo a análise da interação mecânica entre pé e calçado. Num estudo conduzido por Patil et al. [48], de 1996, um modelo bidimensional do esqueleto do pé (Figura 2.5) foi utilizado para simular a paralisia muscular e seu efeito na distribuição das tensões principais durante a marcha. Naquela época, os modelos empregues ainda eram pouco detalhados, utilizando formas mais básicas e malhas pouco refinadas para representar o pé [42].

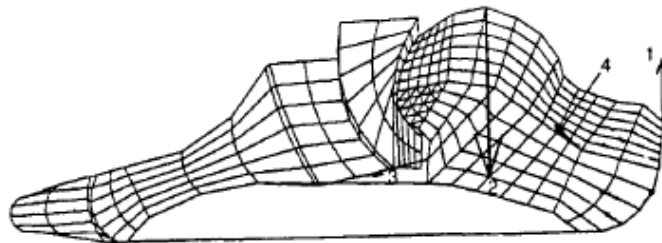


Figura 2.5: Modelo bidimensional do esqueleto do pé [48].

No entanto, essas primeiras simulações evidenciavam o potencial que uma ferramenta de cálculo mais desenvolvida e avançada poderia ter. Um exemplo é o estudo de Lemmon et al. [42], de 1997, em que se investigaram alterações na pressão sob a segunda cabeça metatarsal em função das espessuras da palmilha e do tecido. As tensões normais máximas previstas pelas simulações apresentaram diferenças entre 5,9% e 8,1% dos valores medidos experimentalmente. Além disso, esses estudos iniciais estabeleceram um método de análise base para investigações subsequentes e demonstraram a capacidade de monitorização de parâmetros mais eficiente e rápida da simulação computacional relativamente aos métodos experimentais. Isso ajuda a explicar porque a simulação é vista como uma alternativa mais barata [47]. Outra das vantagens oferecidas é o facto de se poder isolar uma variável de interesse, o que nem sempre é possível durante experimentação em pessoas [49].

Com o passar do tempo, tornou-se possível a criação de modelos mais complexos e precisos, devido ao aumento da capacidade de processamento computacional e desenvolvimento de software especializado. Hoje em dia, as análises computacionais são uma ferramenta que permite realizar a previsão de parâmetros importantes e difíceis de medir experimentalmente [16]. Desta maneira, contribuem para obter uma compreensão mais profunda do comportamento mecânico de solas de calçado, principalmente dos fenómenos que ocorrem internamente. O contínuo avanço nas técnicas numéricas e na tecnologia computacional tornou a simulação uma ferramenta versátil e bem-sucedida para pesquisas biomecânicas, devido à sua capacidade de modelar estruturas geométricas irregulares, propriedades de materiais complexas e condições de carga e limites complicadas, tanto em análises estáticas quanto dinâmicas [39]. Além disso, permite avaliar múltiplas variáveis de design de calçado de forma mais controlada e eficiente do que recorrer exclusivamente a métodos experimentais [43].

A simulação computacional é extensivamente aplicada ao estudo do comportamento biomecânico entre pé e calçado na investigação do calçado terapêutico. Um dos problemas associados ao calçado terapêutico é a falta de diretrizes de conceção sistemáticas cientificamente

fundamentadas [50]. Atualmente, o design desses dispositivos é intuitivo [49], sendo, em grande parte um processo de tentativa-e-erro, baseado principalmente na experiência clínica dos pedortistas e ortopedistas [42, 51]. A falta de precisão pode resultar numa órtese sem a eficácia necessária [49]. Além disso, vários estudos envolvendo a medição de pressão experimental mostraram que o posicionamento incorreto de dispositivos ortopédicos, como almofadas metatarsais, pode levar a resultados indesejados, incluindo pressões plantares acrescidas [52, 53]. Contudo, estudos experimentais sobre calçado não têm sido capazes de fornecer informação exata para a prescrição de calçado terapêutico [54, 55]. A ampla variedade de características dos pacientes e múltiplas variáveis de design possíveis têm impedido a generalização de resultados [49]. Sem dados científicos comprovados, a concepção de dispositivos ortopédicos baseia-se subjetivamente em indicações visuais ou no feedback por vezes inconsistente e pouco fiável de pacientes [11].

A abordagem computacional surge como uma ferramenta potencialmente útil para estabelecer diretrizes básicas para intervenções sistemáticas no calçado. Um dos objetivos finais da aplicação da simulação computacional ao estudo da interação biomecânica entre pé e calçado é estabelecer critérios de design baseados em conhecimento e apoiados por dados. O propósito é fornecer diretrizes sistemáticas para clínicos no planeamento de tratamentos cirúrgicos e convencionais, e para fabricantes de calçado prescreverem e produzirem calçado otimizado, com funções, conforto e desempenho maximizados para o público [39]. Erdemir et al. [49] abordaram a eficácia da abordagem computacional quando utilizada para esse propósito. Um modelo simples bidimensional do segundo metatarso e do tecido mole plantar(inferior) e dorsal(superior) (Figura 2.6) foi empregue no estudo de entressolas com insertos flexíveis, com o intuito de encontrar um design que evite concentrações de tensão na transição entre material mais e menos rígido.

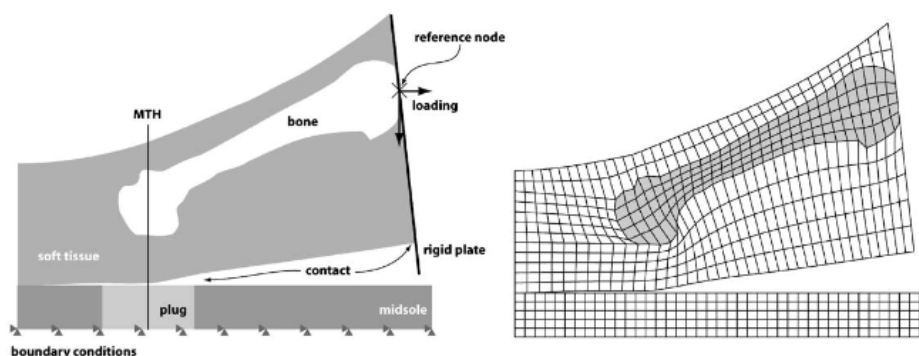


Figura 2.6: Modelo bidimensional do segundo metatarso e tecido circundante [49].

Após a validação do modelo computacional por via experimental, foram analisados 36 designs de insertos, resultado de uma combinação de três materiais, seis geometrias e duas posições. Concluiu-se que a abordagem de modelação permite ao investigador variar sistematicamente propriedades importantes a utilizar numa sola, facilitando a identificação célere de um design ideal e comprovado por dados. Além disso, várias observações interessantes foram feitas. Os insertos que provocaram as maiores reduções de pressão plantar sob a segunda cabeça do metatarso (18-28%) tinham dimensões largas (largura de 40 mm ao longo da entressola), materiais de média/baixa rigidez

e foram colocadas nos locais de maior pressão. Esta última observação contrastou com a abordagem de design tradicionalmente adotada para entressolas deste tipo, em que a localização é baseada na associação estática de uma estrutura anatômica a um ponto na superfície do calçado. Para essa abordagem, registaram-se pressões indesejáveis nas bordas da ficha. Estudos posteriores em pessoas validaram os resultados obtidos. A simulação computacional permitiu uma melhoria substancial na padronização da prescrição de calçado em comparação com a abordagem atual de tentativa-e-erro sem a necessidade de experimentação em grande escala em seres humanos [49].

A simulação computacional tem sido utilizada para auxiliar na otimização de designs melhorados de um dispositivo ortopédico designado **Total Contact Insert (TCI)**, um tratamento padrão para redução da pressão plantar nos pés. A TCI consiste numa palmilha concebida em conformidade com a geometria plantar do pé do paciente, promovendo desse modo um aumento da superfície de contacto entre o pé e o suporte. Isso reflete-se numa redistribuição da pressão plantar de um local específico para uma área mais ampla, evitando concentrações de pressão [10]. Dada a eficácia comprovada do TCI, Actis et al. [10] analisaram o impacto da incorporação de vários insertos cilíndricos de material menos rígido, com penetração parcial no TCI. Em semelhança com os estudos efetuados por Erdemir et al. [49], esses insertos foram colocados numa das regiões que sofre maiores picos de pressão, as cabeças dos metatarsos. Neste caso, foram consideradas uma série de designs, incluindo alterações no número, diâmetro e altura das fichas, distância entre elas e propriedades do material. Modelos bidimensionais validados do plano sagital do pé (Figura 2.7) foram desenvolvidos com o objetivo de reduzir os picos de pressão plantar (para além do TCI padrão) durante a fase da marcha em que o antepé (Figura 2.8) contacta com o calçado. Estes incluíram os tecidos moles (soft tissue), insertos (plugs), insole (palmilha) e sola (shoe sole), conforme ilustrado na Figura 2.7. Das configurações testadas, as que ofereceram maior redução de pressão ao longo da região do antepé consistiram em 7 a 9 insertos com diâmetros de 4 mm, 1 mm de separação e penetração de 70% da espessura do TCI.

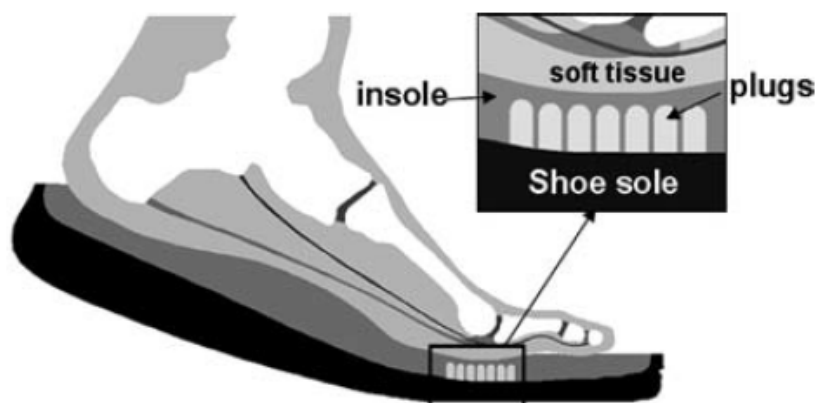


Figura 2.7: Modelo bidimensional do plano sagital do pé [10].

Uma vez mais, resultados recolhidos em ensaios experimentais efetuados estavam correlacionados com as previsões das simulações. É de realçar que as pressões plantares



Figura 2.8: Regiões da sola do pé [56].

provocadas no pé são fortemente influenciadas pelo nível de rigidez do material, uma vez que as forças de reação variam com o sistema de amortecimento envolvido [7]. A incorporação de vários insertos de rigidez inferior ao material circundante proporcionou um alívio localizado das pressões plantares nas regiões metatársicas. Isso não implica que apenas uma baixa rigidez seja a solução para todos os casos em que se pretende reduzir a pressão plantar. Chatzistergos et al. [57] obtiveram resultados que indicaram que otimizar a rigidez dos materiais de amortecimento melhorou a redução da pressão durante o estar em pé e caminhar em pelo menos 16% e 19%, respectivamente. Além disso, a rigidez ótima estava fortemente correlacionada com a massa corporal (MC) e o índice de massa corporal (IMC), sendo necessários materiais mais rígidos no caso de pessoas com maior MC ou IMC [57].

Uma aplicação frequente da TCI é o tratamento de úlceras diabéticas. É utilizada uma TCI com um orifício sob o local afetado, que visa redistribuir e diminuir as cargas mecânicas locais sobre a úlcera. No entanto, a geometria mais comum do orifício possui bordos relativamente pontiagudos, que provocam um aumento das cargas na periferia da úlcera [11]. Com o objetivo de determinar uma solução ótima e eficaz para a redução das cargas, Shaulian et al. [11] desenvolveram um modelo tridimensional de um calcanhar, e testaram 150 configurações de TCI com orifício na região posterior. A configuração do orifício foi definida através de três parâmetros geométricos: raio e profundidade do orifício, bem como o raio de curvatura da profundidade do orifício. Através de simulação efetuada com o software FEBio [58], determinaram-se as tensões causadas em dois volumes de interesse, a área dos tecidos moles do calcanhar tipicamente com elevado risco de ulceração, e os tecidos moles que rodeiam a área de alto risco, durante a fase da marcha em que o calcanhar atinge a palmilha. Concluiu-se que a geometria do orifício tem grande influência na magnitude e distribuição das tensões, conforme se observa na Figura 2.9. Através do modelo, foi possível encontrar duas combinações de

parâmetros de medida do orifício capazes de minimizar as cargas no calcanhar em ambos os volumes de interesse e, desse modo, estabelecer diretrizes com suporte científico para a concepção ótima do orifício. A primeira com valores elevados em todos os parâmetros, enquanto a segunda tinha valores elevados de raio e profundidade, mas raio de curvatura relativamente baixo.

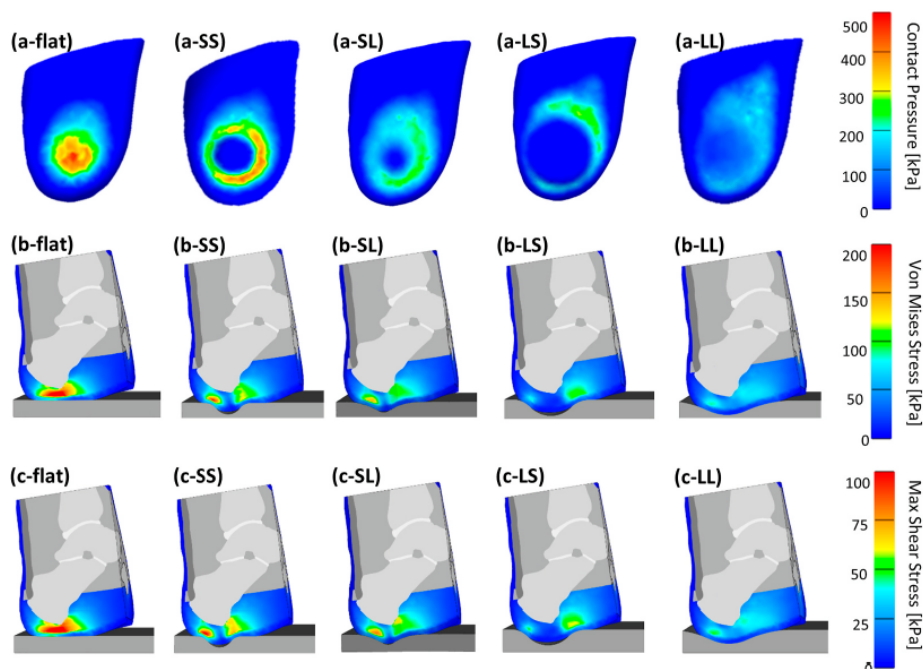


Figura 2.9: Previsão de pressão plantar, tensões de Von Mises e tensões máximas de corte junto ao orifício, respetivamente [11].

As conclusões obtidas por Shaulian et al. [11] foram exclusivamente baseadas em resultados numéricos. Sendo apenas possível escolher uma das alternativas, simulação ou método experimental, a primeira pode se revelar uma opção mais favorável e viável. Embora atualmente existam sistemas precisos de medição da pressão interfacial entre pé e sola, a simulação oferece várias vantagens em relação à prática experimental, além das já referidas. Por exemplo, é capaz de simular condições que não são possíveis de serem replicadas adequadamente em ambiente experimental. Além disso, devido às dificuldades, à falta de tecnologia e à natureza dispendiosa e invasiva, a abordagem experimental não é capaz de medir adequadamente todos os parâmetros biomecânicos relevantes, como os estados de tensão interna nos tecidos moles e estruturas ósseas, limitando-se apenas a medir a pressão na superfície plantar [9, 39]. Existem limitações significativas ao apenas utilizar um único nível crítico de pressão plantar superficial para identificar pacientes em risco de lesão nos pés [59]. Cavanagh et al. [60] sugeriram que a pressão plantar máxima pode ser apenas parcialmente (65%) responsável pelo desenvolvimento de úlceras neuropáticas no pé. Estas limitações são, pelo menos em parte, devidas ao facto das pressões superficiais não representarem as complexas tensões mecânicas que se desenvolvem no interior dos tecidos moles plantares subcutâneos. Estas tensões são a causa mais provável dos problemas que ocorrem no tecido [61]. Além disso, segundo Luo et al. [62], para o design de palmilhas ótimas, é necessário reduzir não só a pressão máxima na

superfície da pele, como também as tensões e deformações perto do calcâneo, no interior dos tecidos do pé [62]. Por esses motivos, é de grande utilidade explorar o estado interno das tensões e a maneira como estas se transferem e se distribuem ao longo da superfície plantar, para desenvolver um suporte estrutural otimizado para os pés. Para a avaliação da concentração interna de tensão, a tensão de von Mises, baseada nas diferenças de tensão principal, é considerada uma escolha lógica, uma vez que o tecido sob a pele pode experimentar condições de tensão complexas (ou seja, uma combinação de tensões normais e de corte) [61]. Antes da abordagem computacional, conclusões relacionadas com o mecanismo de distribuição interna de pressões nas estruturas ósseas e tecidos moles, eram teorizadas a partir de fundamentações subjetivas ou de observações incompletas da pressão interfacial entre o pé e suportes [9]. No entanto, utilizando um procedimento computacional, torna-se possível prever essa informação, permitindo expandir o conhecimento da biomecânica do pé [35, 48].

Abordagens computacionais oferecem também uma alternativa mais eficiente e precisa para explorar a interação complexa entre estruturas com não-linearidades geométricas e materiais, como o esqueleto do pé, cartilagens, músculos, ligamentos, articulações fásia plantar e o próprio calçado [61]. Isto acontece porque permitem prever deformações nos tecidos plantares do pé, pressões interfaciais, movimentos de articulações e ossos, distribuição interna de tensão, entre outros. Cheung et al. [9] criaram um modelo geométrico tridimensional do pé e tornozelo humanos, incluindo várias zonas internas como os tecidos moles e estruturas ósseas, para esse propósito. A complexidade e realismo do modelo permitem que os resultados obtidos sejam mais precisos. Neste caso, foram testadas diferentes configurações de uma palmilha que varia em dois parâmetros, rigidez e adaptação ao pé.

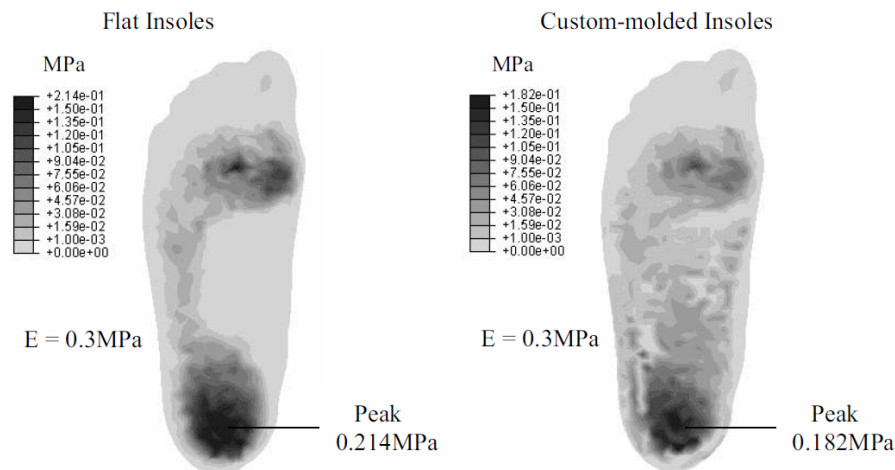


Figura 2.10: Pressão plantar para solas plana e adaptada ao pé, ambas de baixa rigidez [9].

Recorrendo ao software ABAQUS [63], foram avaliadas as distribuições de pressão plantar (Figura 2.10), tensões internas e deformações nas estruturas ósseas e tecidos moles, durante uma posição compressiva em que toda superfície plantar contacta com a sola. Medições experimentais confirmaram a precisão dos resultados previstos para a distribuição de pressão entre o pé e diversos suportes planos de rigidez variável, uns de superfície plana e outras adaptados ao pé. Em todas

as configurações, os valores medidos e previstos apresentaram pressões elevadas em torno dos tecidos moles por baixo do calcâneo e das cabeças dos metatarsos. No que se refere às estruturas ósseas, as maiores tensões foram previstas para a região do antepé, com o segundo e terceiro metatarsos a serem as regiões mais solicitadas. A simulação também apoiou a utilização de palmilhas macias, adaptadas ao pé, para redistribuir a pressão de forma mais uniforme ao longo da superfície plantar, e evitando concentração de tensões. Conforme é ilustrado na Figura 2.10, essas palmilhas reduziram os picos de pressão e ajudaram a distribuí-la de forma mais uniforme que palmilhas planas, que concentraram as cargas nos calcanhares e metatarsos. Para além disso, reduziram a tensão máxima aplicada na fásia plantar. Em contrapartida, o maior contacto proporcionado pelas palmilhas personalizadas teve o efeito negativo de aumentar as pressões a meio do pé. A forma moldada personalizada foi identificada como o fator de design mais importante na redução da pressão plantar máxima, enquanto a rigidez da palmilha foi identificada como sendo o segundo fator mais relevante [39]. Este é apenas um entre vários estudos em que se verifica que a adaptação do calçado ao pé se traduz numa diminuição dos picos de tensão e distribuição mais uniforme destas [9, 10, 14]. Como a morfologia e anatomia dos pés é variável para cada pessoa, os componentes de calçado personalizáveis podem ter um papel importante a promover conforto. Ao contrário de solas e palmilhas convencionais, cuja superfície costuma ser padronizada, a superfície superior de uma sola personalizada pode acomodar-se totalmente à estrutura plantar do pé de uma pessoa [14]. Dessa forma, proporciona um maior conforto ao utilizador, reduzindo o risco de lesões e obtendo melhores resultados no tratamento da dor. Aliás, este é o propósito já reportado para a TCI.

Song et al. [64] também analisaram as distribuições das tensões internas. Um modelo tridimensional contendo vários ligamentos, ossos, tecidos moles e fásia plantar (Figura 2.11) é utilizado para explorar como mudanças sistemáticas na espessura e localização de uma placa de fibra de carbono (CFP) influenciam a pressão plantar máxima e deformação sob o antepé, assim como o estado das tensões internas nos ossos metatarsianos, quando comparado com a condição sem CFP. A CFP é uma placa de fibra de carbono embutida em ténis de corrida, comumente utilizado para melhorar a economia de corrida. As simulações foram realizadas para estudar o instante de pico do impacto do antepé (impact peak instant) durante a corrida, conforme ilustrado na Figura 2.8, uma posição semelhante à analisada em Actis et al. [10]. Os resultados mostraram que, quando comparado com calçado sem CFP, o aumento da espessura da CFP reduziu de forma consistente a pressão plantar máxima e a deformação compressiva sob o antepé, sendo que o local mais eficaz foi perto da sola, com diminuições de 31,91% e 18,61%, respetivamente. Quanto às tensões nos metatarsos, em relação ao calçado sem CFP (N), o efeito da CFP variou dependendo da localização (Figura 2.12). No geral, o aumento gradual da espessura resultou numa redução das tensões metatarsianas máximas. Comparativamente ao calçado sem CFP (N), o melhor desempenho global foi o da CFP com espessura máxima localizada perto da sola (L3), em que se obteve uma redução de tensões em quase todos os metatarsos.

Chen et al. [43] observaram algo de similar em 2015. Um modelo musculoesquelético validado

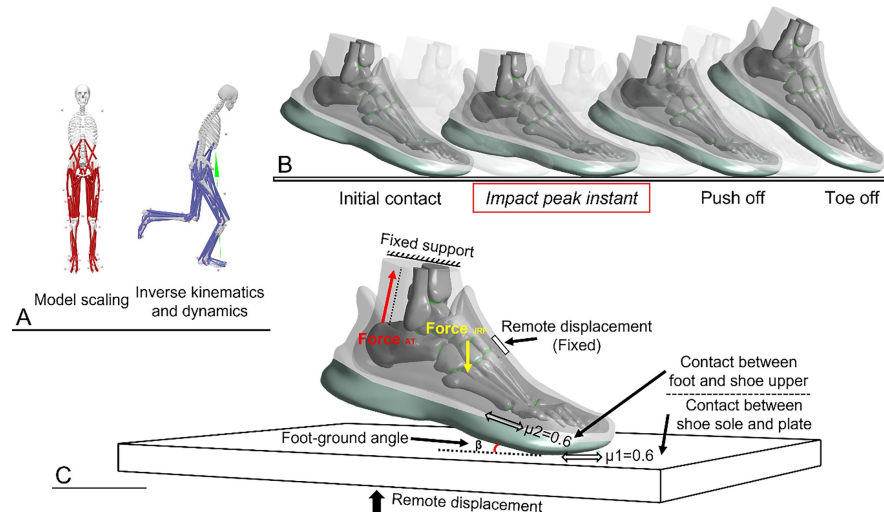


Figura 2.11: Modelo tridimensional complexo de pé e calçado [64].

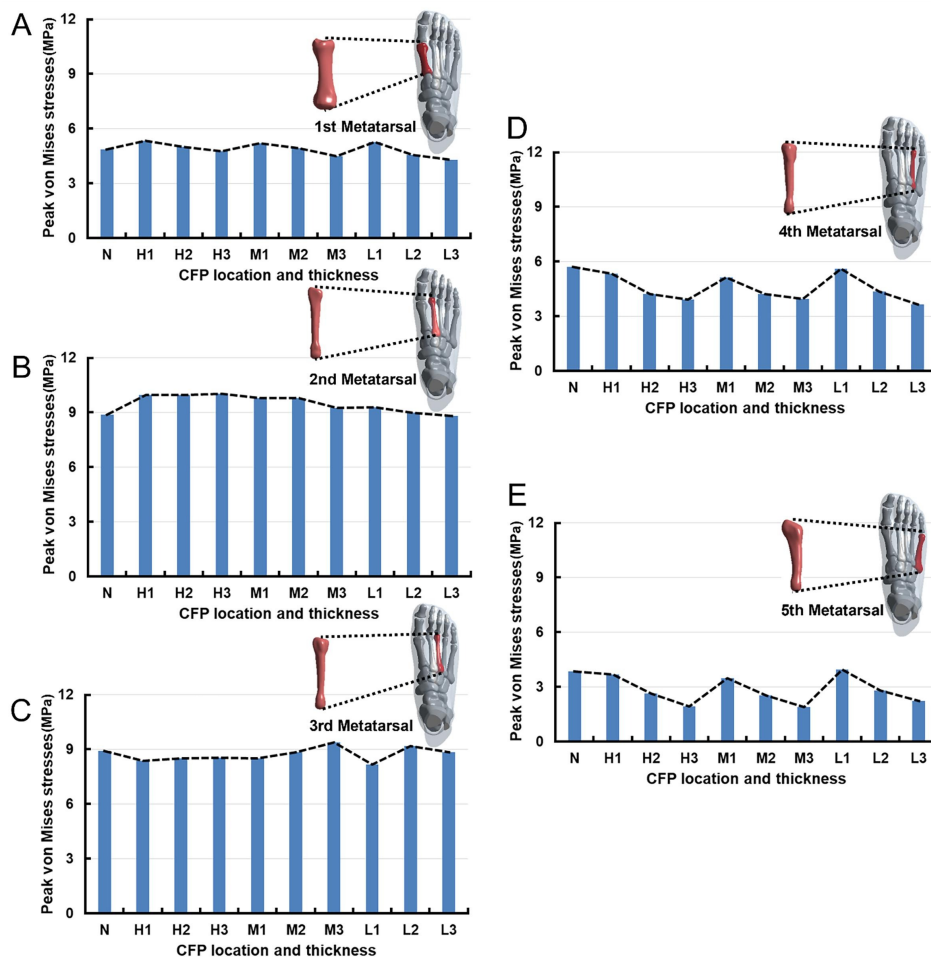


Figura 2.12: Tensões internas nos metatarsos em diferentes configurações de CFP [64].

do pé humano e calçado demonstrou como mudanças sistemáticas na espessura da palmilha e variações no posicionamento de um apoio metatarsiano influenciam o desempenho mecânico durante a marcha. Aqui estão incluídos a pressão plantar máxima local sob as cabeças dos metatarsos e



os estados de tensão/deformação dentro de diversos tecidos do antepé. O aumento da espessura da palmilha reduziu consistentemente as pressões máximas e a deformação interna dos tecidos sob as cabeças dos metatarsos, até que foi atingido um patamar para uma palmilha com 12,7 mm de espessura, conforme observado na Figura 2.13.

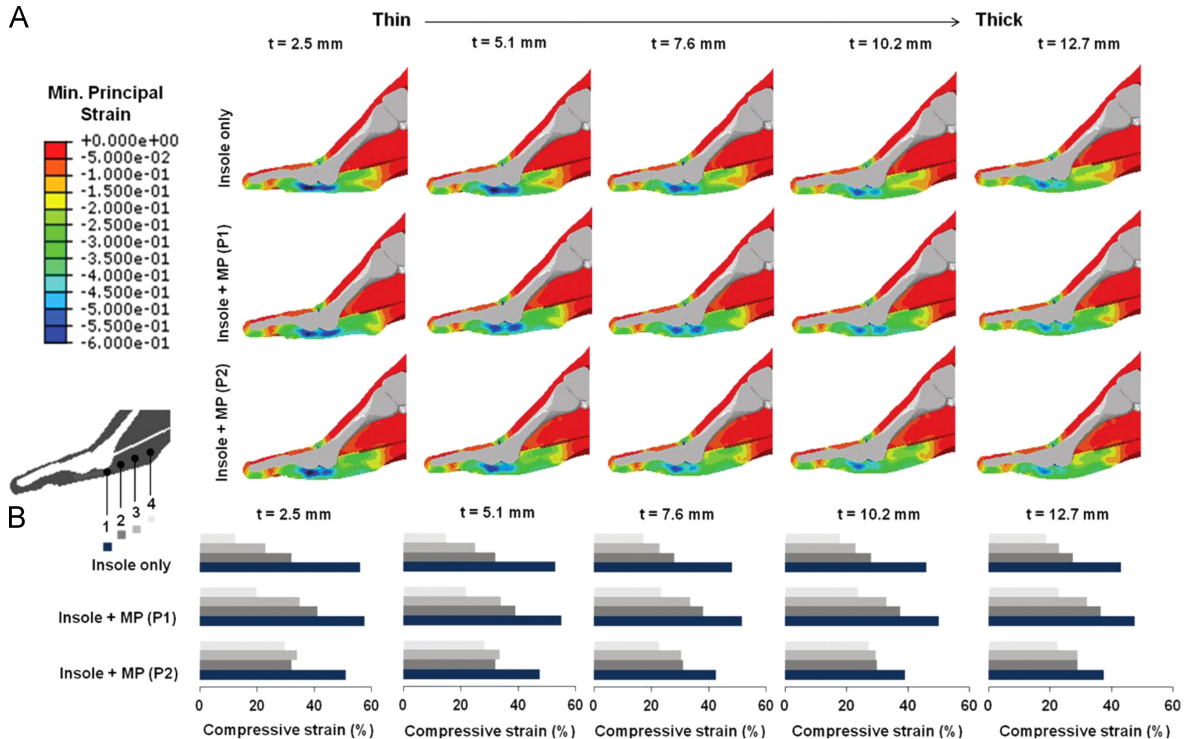


Figura 2.13: Deformações de tecidos à volta de metatarsos [43].

Além disso, um posicionamento proximal (mais perto da parte central do pé) do apoio metatarsiano obteve um resultado positivo no alívio da pressão nas cabeças dos metatarsos, enquanto o posicionamento distal (mais longe da parte central do pé) teve o efeito contrário. O insucesso do último foi atribuído à forma como interagiu com os tecidos plantares e a fásia plantar adjacente às cabeças dos metatarsos. Quando o apoio metatarsiano pôde alcançar um padrão uniforme de compressão dos tecidos sob o eixo metatarsal, o desempenho foi ainda mais favorável. Tanto Chen et al. [43] como Song et al. [64] registaram diminuições de pressão plantar para um aumento da espessura de componentes de suporte ao pé.

Apesar das desvantagens mencionadas anteriormente, é importante realçar o papel do método experimental nos vários trabalhos até aqui mencionados, incluindo os que efetuaram uma previsão do ambiente interno do pé. A verificação e validação dos modelos utilizados deve ser realizada pelos autores para melhorar a confiança das previsões [35]. Entre os artigos discutidos até aqui, apenas Shaulian et al. [11] não seguiram essa prática. A melhor abordagem para uma compreensão abrangente do comportamento mecânico, entre pé e sola e design otimizado de calçado/órteses, é a combinação de modelos computacionais avançados e técnicas experimentais, ambos imitando de forma mais aproximada possível as condições da vida real [9, 16]. Sendo que, frequentemente, não é possível validar experimentalmente previsões de tensão interna devido à natureza invasiva e

impraticável de realizar medições internas, estudos como os efetuados por Chen et al. [61], neste caso em 2010, usam modelos tridimensionais validados por medições da pressão plantar específicas do pé de um indivíduo sem calçado. Após a validação por este meio, o modelo, que incluiu componentes abrangentes esqueléticos e de tecido mole com propriedades não lineares, foi utilizado para calcular as deformações internas e as tensões no tecido mole plantar. Em relação à deformação dos tecidos, as previsões em todos os locais no antepé estiveram dentro da faixa de um desvio padrão das medidas in vivo obtidas por ultrassonografia, o que contribuiu para a validação das previsões da distribuição das tensões internas. Neste estudo, foram identificadas concentrações de tensões de von Mises em zonas onde o tecido mole plantar entrou em contacto com estruturas ósseas proeminentes e mais irregulares como o osso sesamóide lateral associado à primeira cabeça do metatarso, uma zona do antepé onde o aparecimento de úlceras é mais comum. Esta representa uma possível forma de explorar a complexidade do ambiente mecânico dentro do tecido mole plantar e obter resultados com algum apoio experimental.

Conforme referido anteriormente, a maioria do calçado contemporâneo não é congruente com a estrutura anatómica natural do pé humano. Isto compromete o desenvolvimento fisiológico natural deste e aumentando o risco de lesões e patologias [65]. A investigação médica, baseada na simulação, tem desempenhado um papel importante na identificação destes problemas. Wang et al. [12] utilizaram o software ANSYS [66] para explorar a função biomecânica da fásia plantar ao utilizar calçado de salto alto de apoio estreito, e demonstraram o seu impacto negativo. Através de modelos tridimensionais da fásia plantar, analisaram o efeito da altura do salto na deformação e distribuição de tensões em três fases de apoio diferentes da marcha: contacto inicial com o solo, em que o calcanhar atinge a sola (First-Peak), a posição intermédia, quando toda a superfície do pé está em contacto com a sola (Mid-Standing), e fase de impulso, quando o antepé contacta com a sola (Second-Peak).

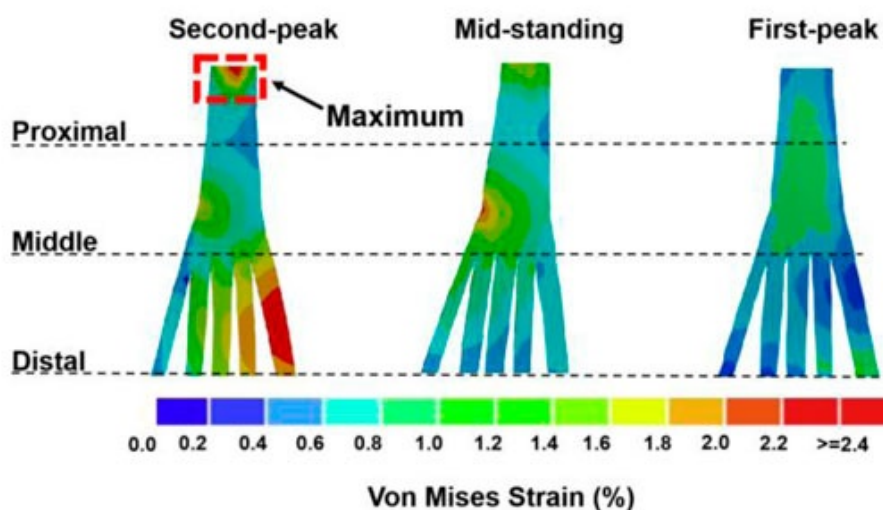


Figura 2.14: Deformações de Von Mises na fásia plantar [12].

Os resultados (Figura 2.14), validados experimentalmente, mostraram que o pico de deformação

da fásia plantar aumentou progressivamente à medida que o salto foi elevado e que a deformação máxima da fásia plantar ocorreu na fase de impulso (Second-peak). Concluiu-se que o calçado de salto alto com apoio estreito do calcanhar pode representar um risco elevado de desenvolvimento de doenças dos pés como a fascite plantar. Yu et al. [37] empregaram um método similar. Utilizaram um modelo tridimensional validado do complexo pé-tornozelo-sapato para investigar a resposta biomecânica durante a caminhada calçada com salto alto nas três fases de marcha mencionadas [37]. Previu-se que as articulações metatarsofalângicas (junções entre os metatarsos e falanges) do primeiro e quinto dedos se dobraram de forma mais significativa devido à restrição de movimento dos dedos durante a locomoção, provocando um desvio lateral do hálux (dedo grande) e um movimento do quinto dedo em direção ao centro do corpo. Em concordância com resultados de Wang et al. [12], verificou-se que a pressão de contacto em todas as articulações metatarsofalângicas intensificou-se, atingindo o máximo na fase de impulso durante a locomoção, com a primeira articulação metatarsofalângica a apresentar a maior magnitude. Estes parâmetros mecânicos previstos pela simulação ajudaram a explicar que fatores contribuem para a deformidade do hálux valgo, comumente conhecido como joanete [37]. Tanto Wang et al. [12] como Yu et al. [37] identificaram risco elevados para o desenvolvimento de doenças devido ao uso de calçado inadequado, neste caso, calçado de salto alto.

A simulação é uma alternativa mais versátil e económica que a experimental, conforme já mencionado. No entanto, é uma ferramenta complexa com risco elevado para erros. Assim, deve ser feito um esforço para criar modelos computacionais com um grau adequado de precisão, especialmente quando se trata de aplicações clínicas [35]. Condições de fronteira como cargas ou restrições irreais, malhas grosseiras ou fenómenos físicos ignorados, podem levar a resultados imprecisos. Porém, o desenvolvimento de um modelo biomecânico do pé completo e realista é uma tarefa difícil, pois envolve incluir vários componentes como tecidos, estruturas ósseas e ligamentares, músculo, etc. Para dificultar, a recolha de dados experimentais de alguns dos componentes biológicos mencionados é uma tarefa de alta complexidade, o que dificulta a seleção adequada de propriedades que reflitam o seu comportamento real [8]. Devido às dificuldades computacionais associadas à modelação tridimensional, são necessárias certas assunções e simplificações [35]. Como consequência, a maior parte dos modelos descritos até agora não incluíram vários componentes e detalhes geométricos. Frequentemente, apenas uma parte do pé foi analisada. Além disso, uma parte das simulações incorporou propriedades de material e leis constitutivas lineares para reduzir a complexidade do cálculo [47, 48, 61]. Estes problemas são acentuados quando se pretende otimizar o design de intervenções terapêuticas para pacientes individuais. O tempo, trabalho e recursos necessários para gerar modelos personalizados acabam por limitar a utilidade clínica da simulação computacional [51]. Para gerar tais modelos, são necessárias técnicas complexas e dispendiosas como a ressonância magnética ou tomografia computadorizada. No entanto, estudos como o realizado por Telfer et al. [51] têm mostrado a validade científica de modelos mais simples e a sua aplicabilidade em ambiente clínico. Nesse estudo, vários modelos simples personalizados do antepé de diferentes fidelidades geométricas foram desenvolvidos e comparados com um modelo complexo baseado em tomografia computadorizada (Figura 2.15), incorporando representações mais

detalhadas da geometria óssea e dos tecidos.

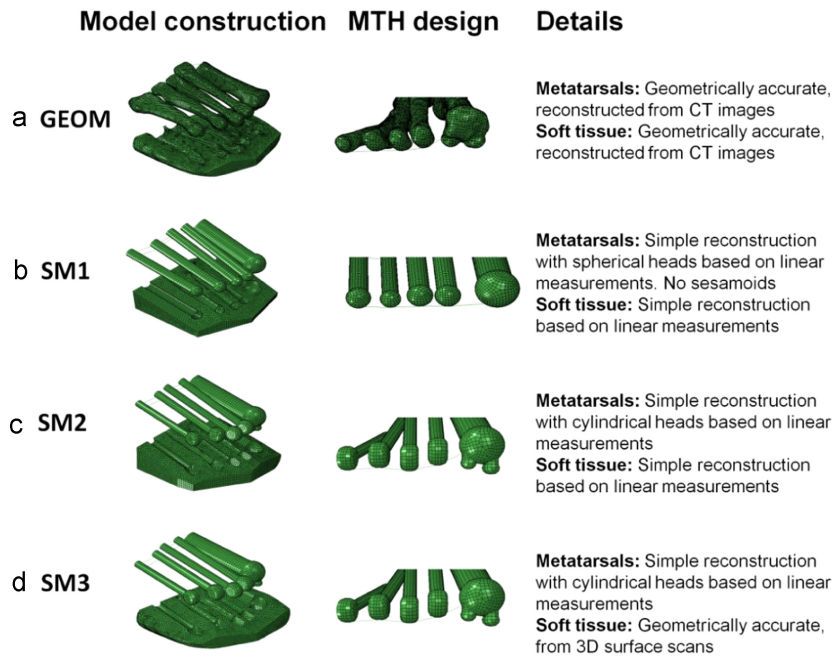


Figura 2.15: Modelos de metatarsos e tecido mole circundante utilizados [51].

Um dos modelos simplificados incluiu representações dos metatarsos, baseadas em formas geométricas simples. Esses foram incorporadas num bloco de tecidos moles e geometria exterior adquirida a partir de digitalização 3D. Este modelo relativamente simples previu pressões plantares sob as cabeças metatarsais semelhantes à do modelo complexo. O design simplificado foi produzido de forma menos dispendiosa, em menos de uma hora, ao invés de mais de três horas e resolvido em média 24% mais rápido. Com resultados satisfatórios e devidamente validados, as vantagens da abordagem simplificada podem aproximar a simulação da viabilidade clínica, no que diz respeito à integração no processo de design de calçados e palmilhas personalizados a pacientes individuais [51].

Outra forma de contornar a complexidade é a utilização de modelos axissimétricos. Estes são computacionalmente menos exigentes, requerendo menos memória e tempo de CPU do que modelos tridimensionais [62]. Modelos axissimétricos do calcanhar do pé (Figura 2.16) foram utilizados com sucesso por Luo et al. [62], para calcular os campos de tensão e deformação não apenas na superfície, mas também no interior dos tecidos moles plantares do sujeito sob o calcâneo durante uma posição de pé estável (sem movimentos significativos). Os modelos, validados por testes experimentais, foram utilizados para testar a eficácia de vários designs e materiais de palmilhas frequentemente prescritas e utilizadas clinicamente para o tratamento de podalgia e trauma nos tecidos moles plantares [62]. Os resultados numéricos apontaram que as palmilhas adaptadas ao pé proporcionaram a maior redução nos parâmetros mencionados, seguidos de palmilhas planas com insertos cônicos/cilíndricos e finalmente de palmilhas planas feitas de material flexível e de rigidez baixa. Uma informação importante a reter é que a tensão e deformação medidas foram cerca de 10 vezes superior aos valores máximos correspondentes calculados na superfície da pele. Este facto demonstra a importância de

calcular os parâmetros internos.

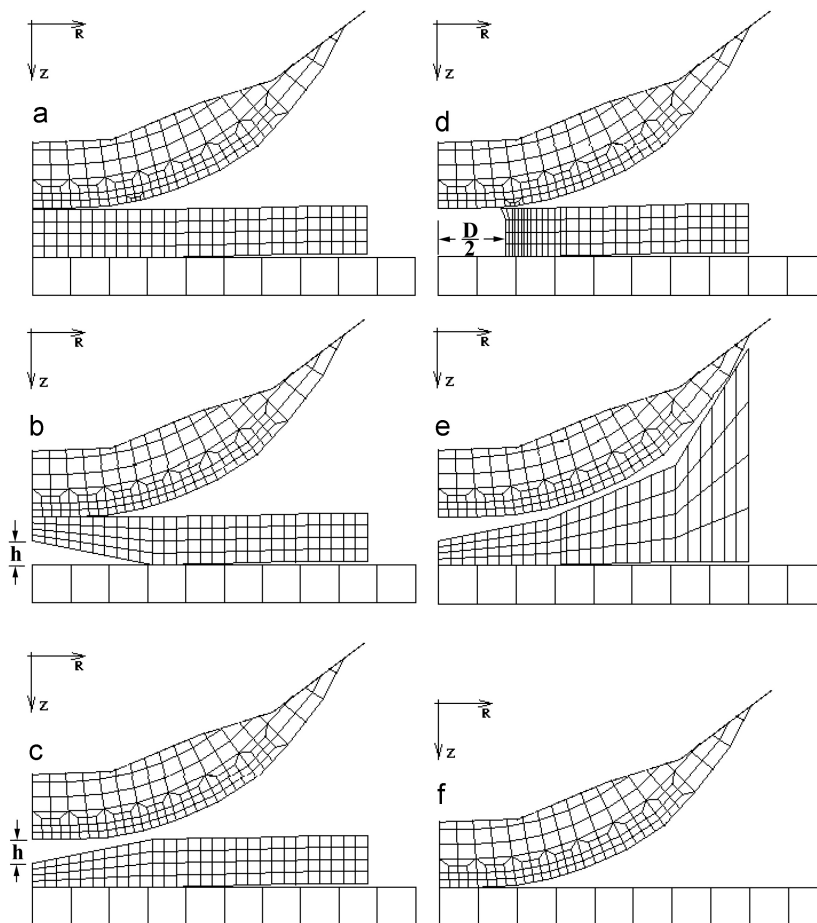


Figura 2.16: Modelos axissimétricos de calcanhar e diferentes configurações de palmilha [62].

Uma tecnologia que pode vir a desempenhar um papel relevante na concepção de calçado otimizado é a manufatura aditiva. Contudo, é importante perceber se o tipo de material indicado para o calçado está dentro da gama de produtos suportado pela manufatura aditiva. O calçado encaixa-se como uma aplicação multiuso, ou seja, quando submetida a uma carga, a sua estrutura deve ser constituída por um material que se possa recuperar das deformações impostas [67]. Para a proteção contra impactos, os componentes do calçado devem funcionar como um meio de intervenção capaz de deformar-se de modo a absorver a energia de impacto abaixo de um limite de dano [22]. Ou seja, devem ser selecionados materiais com alta capacidade de absorção de energia. Além disso, é importante que sejam compatíveis com o corpo humano. Materiais como borrachas são dos mais adequados para os impactos de baixa velocidade, devido à sua elevada deformabilidade [7]. Uma vez que os sólidos densos e os fluidos são incompressíveis, materiais celulares, como espumas, são a opção ideal [22]. Por conseguinte, várias empresas de calçado têm-se focado cada vez mais em materiais poliméricos como o poliuretano termoplástico (TPU), um material de baixa rigidez e suporta elevadas deformações. Para além disso, apresenta alta resistência ao uso, a temperaturas relativamente altas e é compatível com a pele humana [7]. Não é surpreendente, portanto, que o poliuretano desempenhe um papel importante no fabrico de

palmilhas ortopédicas [68]. Felizmente, algumas tecnologias de manufatura aditiva são compatíveis com materiais como o poliuretano, podendo assim melhorar a exatidão das palmilhas ortopédicas e reduzir os custos de mão de obra associados à produção [69]. Zhao et al. [70] utilizaram com sucesso a simulação em conjunto com a manufatura aditiva para identificar novos materiais que proporcionam um desempenho superior aos tradicionalmente utilizados no calçado. Propuseram um método para preparar palmilhas personalizadas envolvendo manufatura aditiva, baseado em resinas compostas de poliuretano acrílico fotopolimerizável e elástico. Para satisfazer os requisitos da impressão 3D fotopolimerizável, a viscosidade dos poliuretanos teve de ser reduzida. Isto foi alcançado com a mistura destes com monómeros acrílicos. Os resultados de testes reológicos e de dureza efetuados sugeriram que a resina composta é capaz de proporcionar apoio ao arco do pé e reduzir os picos de pressões plantares, resultando numa experiência mais confortável. A consistência entre resultados preliminares de simulação computacional e os experimentais justificou a escolha de recorrer à análise numérica, e confirmou as boas propriedades da resina. Numa análise subsequente, em que o material foi sujeito a uma carga correspondente ao peso de um adulto saudável, registaram-se picos de tensão superficial menores em comparação com a espuma EVA (Ethylene Vinyl Acetate), tradicionalmente utilizada no calçado. Testes subsequentes mostraram que a palmilha produzida por impressão 3D era biocompatível e de alta precisão dimensional. A simulação computacional permitiu avaliar o efeito de propriedades mecânicas de vários materiais complexos no desempenho do calçado, de forma eficiente, e validar novos materiais com potencial para a intervenção fisioterapêutica do pé.

O aparecimento de novos materiais é importante. No entanto, para a indústria do calçado, a maior qualidade da manufatura aditiva é talvez a sua capacidade para o fabrico de estruturas inovadoras. Designers podem tirar partido da flexibilidade de design oferecida pelo fabrico aditivo para produzir estruturas flexíveis e de geometria complexa que diminuam os picos de pressão plantar. Variando o padrão de enchimento através da manipulação da distribuição de material, o fabricante pode afinar as propriedades de amortecimento, rigidez e densidade de componentes de calçado, para alcançar o comportamento mecânico desejado [7]. Uma das abordagens utilizadas para este propósito é o fabrico de peças com estruturas em treliça (Figura 2.17). Essa estrutura é composta por um conjunto de células unitárias, um tipo de arquitetura constituído por hastes e nós num espaço tridimensional [13]. A vantagem da porosidade das estruturas em treliça traz é a capacidade de absorção de energia acrescida. Proporciona um comportamento mais flexível na resposta a impulsos mecânicos que os materiais convencionais [22]. Selecionando de forma cuidadosa uma topologia de célula unitária para uma estrutura em treliça, os designers podem construir uma sola com maior capacidade de absorção de energia, melhorando a proteção dos pés e proporcionando um maior apoio e conforto local [13]. No entanto, é necessário um sistema de avaliação capaz de prever e assegurar a integridade mecânica desse tipo de estrutura antes do fabrico. A simulação computacional pode fornecer uma ferramenta útil para esse fim [71]. Zolf et al [7] e Dong et al. [13] testaram o comportamento mecânico de diferentes estruturas em treliça, através de simulação computacional. No caso de Zolf et al. [7], foram analisados três tipologias de treliça, elíptico, hexagonal e circular, para a estrutura interior de uma entressola feitas a partir de um material viscoelástico, sob várias

condições de carga representativas de três atividades físicas, marcha, corrida e salto, utilizando apenas simulação computacional. Foi investigado se o método de fabrico de impressão 3D utilizado era adequado para produzir uma entressola customizada usando um único material e com custo, tempo e uso de material mínimo. Os resultados confirmaram que esta abordagem é viável. As simulações realizadas mostraram que a rigidez e capacidade de amortecimento das entressolas impressas são fortemente influenciadas pelo tipo de padrão utilizado. Observou-se que, em todas as atividades, os picos de maior pressão foram no calcanhar e antepé medial e, como era esperado, foi no salto que se geraram os valores máximos. O deslocamento crescente nos diferentes padrões de treliça e consequente aumento das tensões aplicadas na entressola, fizeram com que a dissipação de energia fosse maior. Como a estrutura elíptica possui uma geometria menos resistente à compressão, foi a que registou os maiores valores de tensão, deslocamento e consequentemente de dissipação de energia.

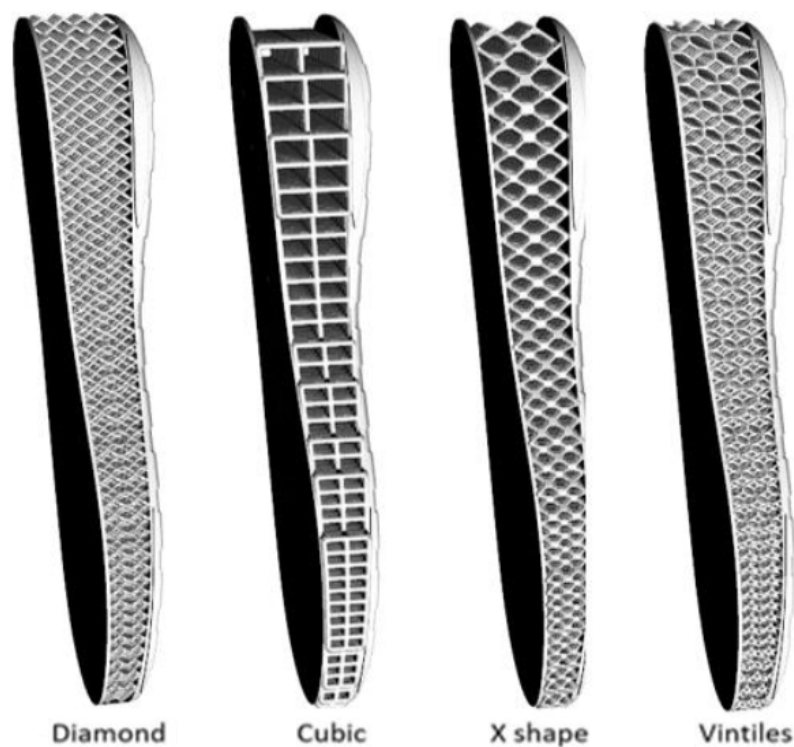


Figura 2.17: Estrutura em treliça das entressolas para diferentes células unitárias [13].

Dong et al. [13], seguiram um método semelhante, com 4 tipologias de célula unitária diferente: diamante, cúbico, forma X e vintiles (Figura 2.17). Foram empregues em estruturas em treliça no interior de uma sola, a partir de poliuretano termoplástico. A espessura das hastes para as diferentes tipologias foi afinada para que todas tivessem o mesmo peso. Foram implementados tanto o método numérico como o experimental para investigar a resposta mecânica das solas de diferente tipologia quando sujeitas à compressão de um pé humano. Mais uma vez, as propriedades mecânicas variaram de forma considerável de acordo com a tipologia, resultando em valores de rigidez e de distribuição de tensões completamente diferentes entre as solas comparadas. Os dados apontaram para a tipologia

diamante ser a mais adequada para uso no dia-a-dia. Devido ao comportamento mais flexível da estrutura, a sola deformava-se mais facilmente ao ser sujeita a cargas pelo pé, acomodando-se à morfologia deste e aumentando a área de contacto entre o pé e sola. Assim, para a mesma carga, registou as maiores deformações e foi a mais efetiva a distribuir e reduzir as tensões, conforme ilustrado na Figura 2.18. Pelo contrário, a sola com estrutura em grade teve o comportamento mais rígido de todas, com os maiores valores de tensão observados e pior distribuição. Os resultados experimentais foram consistentes com os das simulações, exceto no caso da tipologia de grade, que cedeu e colapsou nos testes de compressão. É importante referir que a configuração espacial dos vazios e sólidos numa estrutura em treliça tem um papel preponderante na maneira como a deformação dos ligamentos/hastes se processa. Segundo Schaedler et al. [22], a arquitetura celular aleatória leva a uma deformação dos ligamentos dominada pela flexão, resultando numa rápida diminuição da resistência e rigidez à medida que a porosidade é aumentada. No caso da grade, quando a carga crítica é atingida, as hastes da grelha cederam rapidamente, enquanto nas outras tipologias, as hastes sofreram flexão, sendo esta resposta mais adequada para absorção de energia. A tipologia de grade mostrou não só ser incapaz de evitar concentrações de tensão, como cedeu no teste experimental, o que a torna mais inadequada para aplicação em solas.

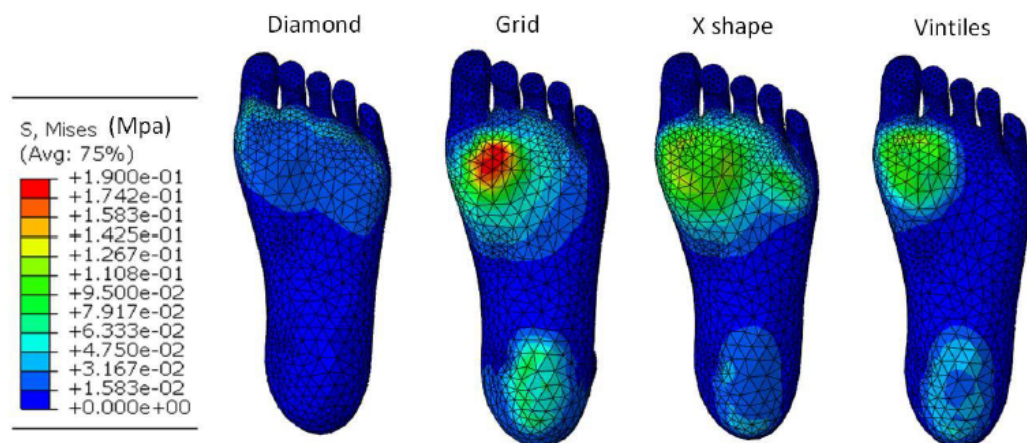


Figura 2.18: Pressão plantar para entressola de cada tipologia de célula unitária [13].

.....

Nota:AquiNota:AquiNota:AquiNota:AquiNota:AquiNota:Aqui

Nota:AquiNota:AquiNota:AquiNota:AquiNota:AquiNota:Aqui

Nota:AquiNota:AquiNota:AquiNota:AquiNota:AquiNota:Aqui

Nota:AquiNota:AquiNota:AquiNota:AquiNota:AquiNota:Aqui

.....

Os progressos nas tecnologias de manufatura aditiva também permitem o fabrico de zonas de desempenho variável numa única peça. Os designers podem otimizar as propriedades de amortecimento ao longo da peça, ajustando os valores de rigidez em diferentes regiões [7, 13]. Dessa



forma, podem obter um melhor desempenho no que se refere ao conforto, reduzindo e distribuindo de forma mais uniforme as pressões plantares. Pode-se ainda tirar proveito dessa qualidade com as estruturas em treliça, que são inerentemente adequadas à otimização. Ao ajustar os vários parâmetros das células unitárias, como o diâmetro ou orientação das hastes, para atender a requisitos específicos do local, as propriedades mecânicas podem ser alteradas em toda peça, resultando numa otimização da aplicação pretendida [22]. Além disso, conforme já referido, é unânime na literatura que estruturas de suporte que se acomodam à estrutura plantar do pé induzem maior conforto e segurança ao utilizador. Órteses personalizadas para tratamento da dor têm melhores resultados, pois distribuem as tensões de maneira mais uniforme e diminuem os picos de pressão plantar. No entanto, é dispendioso e difícil alcançar este desempenho utilizando métodos de manufatura subtrativo, visto que a morfologia e anatomia dos pés é diferente para cada pessoa. Aqui a manufatura aditiva aparece como uma tecnologia viável para responder a este problema. O desenvolvimento da impressão 3D para calçado é impulsionado em parte pelo desejo de uma experiência personalizada por parte de uma secção dos consumidores [7]. Com base em dados obtidos a partir de digitalização, pode-se conceber calçado adaptável ao consumidor. A manufatura aditiva é empregue por Tang et al. [14] para integrar essas duas abordagens, adaptação ao pé e zonas de rigidez variável, com o objetivo de reduzir os picos das pressões plantares ao mínimo possível. Para otimizar a distribuição de porosidade numa estrutura em treliça de tipologia diamante situada no interior de uma sola, foi utilizado um modelo matemático baseado em dados de simulações computacionais. As simulações foram orientadas por dois parâmetros de design, os diâmetros das hastes da treliça em duas zonas definidas, zonas de maior e menor pico de pressão plantar, e geraram uma previsão da pressão exercida no pé para uma série de configurações. Conforme apontado na discussão de outros estudos, as zonas de maior pico de pressão plantar foram as do calcanhar e antepé medial, ou seja, a zona sob os metatarsos. Estas zonas são particularmente vulneráveis devido à superfície irregular do pé. Depois de receber os dados e estabelecer uma relação entre os parâmetros de design e a pressão plantar resultante, o modelo matemático gerou um design com parâmetros otimizados. Uma simulação final utilizando estes parâmetros gerou o design com menores picos de pressão. A sola correspondente foi fabricada de forma bem sucedida por impressão 3D, o que provou a eficácia e aplicabilidade prática do método proposto e os benefícios que a integração das duas abordagens de design, estrutura em treliça com sola adaptada ao pé, podem trazer na produção de calçado mais confortável e apto na prevenção e tratamento de doenças. Através de ferramentas computacionais, como um algoritmo de otimização de design, foi possível determinar uma estrutura em treliça capaz de atingir todos os objetivos desejados. As vantagens da utilização de algoritmo foram notórias. Em vez de depender de forma exclusiva da análise computacional para encontrar o design otimizado e arriscar a realização de um número significativo de simulações, é utilizado um modelo matemático, reduzindo o tempo e recursos computacionais necessários.

Conforme exposto, a simulação computacional emerge como uma ferramenta com potencial para desempenhar um papel importante no estudo do comportamento e interação mecânica entre pés e componentes de calçado. A revisão da literatura possibilitou uma maior compreensão do

conhecimento atual na área, nomeadamente de métodos e técnicas para avaliação do comportamento mecânico do calçado. A simulação computacional é capaz de fornecer informação fundamental para uma maior compreensão dos fatores que promovem o conforto e que permitem tratar ou evitar a ocorrência de lesões dos pés. Esses dados incluem a distribuição de tensão nos tecidos moles e estruturas ósseas do pé humano e nos seus suportes, assim como identificar o comportamento biomecânico na interface de contacto entre o corpo e o calçado. A revisão de literatura revelou potenciais abordagens para a melhoria do design e desempenho de componentes de calçado, refletindo-se num aumento na qualidade de vida dos utilizadores. Neste aspeto, a contribuição da manufatura aditiva é particularmente relevante. Além disso, foi possível identificar que a interação mecânica entre pé e calçado é uma área que apresenta limitações. Mais avanços na modelação computacional do pé são necessários para poder realizar simulações e análises cada vez mais confiáveis da interação entre pé e calçado. Assim, a simulação pode consolidar-se ainda mais como uma ferramenta de suporte à medicina personalizada e na indústria do calçado, seja por meio de processos de modelação mais realistas, incluindo uma definição mais aproximada da realidade das propriedades de materiais envolvidos, ou abordagens mais simples mas precisas. Deste modo, será possível estabelecer modelos clinicamente validados capazes de fornecer diretrizes sistemáticas para orientação não só do design de calçado terapêutico ou desportivo, mas também o de calçado contemporâneo utilizado no dia-a-dia por todas as pessoas.

---

# CAPÍTULO 3

## Modelação

### 3.1 Introdução

Os sistemas físicos podem ser representados por modelos matemáticos compostos por equações governativas que representam o comportamento de diversos fenómenos. A simulação computacional é utilizada para gerar uma previsão do comportamento desses sistemas, através da resolução desses modelos matemáticos. Os softwares de simulação utilizam métodos numéricos para encontrar a solução numérica das equações governativas. As técnicas de análise numérica, tais como o método dos elementos finitos (MEF) e dos volumes finitos (MVF), têm tido uma utilização generalizada na indústria e na academia, na conceção de componentes e análise de mecanismos físicos [72]. Dentre vários métodos numéricos, alguns são considerados mais adequados para a resolução de tipos específicos de problemas. No estudo científico, o MEF é amplamente utilizado para problemas de mecânica de sólidos, enquanto no domínio da dinâmica de fluidos computacional, o MVF é predominante [72]. Dado que o comportamento estrutural de componentes de calçados se insere no domínio da mecânica de sólidos, não é surpreendente que, nos artigos abordados no estado da arte, o MEF tenha sido selecionado para realizar simulações [7, 9–14, 70]. No entanto, pesquisas realizadas ao longo dos anos têm provado que o MVF é uma alternativa viável para a análise numérica de problemas no domínio da mecânica dos sólidos [73–75]. O MVF tem por base a discretização, que envolve a conversão de um domínio contínuo num conjunto de elementos discretos, incluindo o tempo e o espaço. O MVF adota a ideia de volumes de controlo que representam uma região do espaço delimitada por uma superfície, através da qual podem ocorrer trocas das quantidades conservadas com a vizinhança. As equações de conservação são aplicadas a cada volume de controlo e as quantidades físicas são calculadas para os centróides destes, o que garante que os fluxos de massa, quantidade de movimento e energia, sejam consistentes entre os volumes circundantes e que haja conservação global no domínio do problema [76, 77]. Da aplicação do MVF resulta um sistema de equações algébricas em forma matricial, onde as incógnitas são os valores das variáveis no centróide das células. A resolução deste dá origem à solução numérica do problema. Um fator distintivo desta dissertação, relativamente aos artigos discutidos no estado da arte, é a utilização do MVF para avaliação do comportamento estrutural de componentes de calçado. Isto é feito recorrendo ao software OpenFOAM [78], uma biblioteca computacional de código aberto, programada em C++, amplamente

utilizada tanto na academia como na indústria. O OpenFOAM é utilizado maioritariamente para resolver problemas relativos à mecânica dos fluidos, utilizando o MVF. Contudo, dado que o código é aberto, é possibilitada uma significativa flexibilidade de personalização no processo de modelação. Este facto permite a existência da aplicação `solids4foam` [33], que complementa o OpenFOAM com várias funcionalidades relacionadas com a simulação em mecânica dos sólidos. A extensão `solids4foam` é empregue ao longo da dissertação para aferição do comportamento mecânico de solas para calçado, enquanto o OpenFOAM é utilizado em tarefas de pré e pós-processamento.

### 3.2 Equações Governativas

As equações governativas são baseadas nas leis da conservação de energia, massa, quantidade de movimento, etc. Existem diversas equações de conservação e, dependendo do sistema/fenómeno a simular, algumas são menos relevantes ou não aplicáveis. No que se refere ao movimento e o estado dos corpos, independentemente das suas propriedades materiais, estes obedecem a cinco leis fundamentais, a conservação da massa, a conservação da quantidade de movimento, a conservação do momento angular, a conservação da energia e a desigualdade de entropia [75]. No contexto da dissertação, é assumida elasticidade isotérmica e adotada uma abordagem Lagrangiana, sendo que algumas leis já são automaticamente satisfeitas ou não são aplicáveis. A adoção de uma abordagem Lagrangiana significa que a malha é movida à mesma velocidade que o material subjacente [79]. Deste modo, não existindo fluxo de massa através da superfície do volume de interesse, a equação de conservação da massa é automaticamente satisfeita e o termo de advecção/convecção desaparece [72, 80]. A única lei diretamente de interesse é a equação de balanço da quantidade do movimento [75]. Para um corpo arbitrário de volume  $\Omega$  delimitado pela superfície  $\Gamma$  e com vetor normal unitário  $\mathbf{n}$ , a equação de balanço da quantidade de movimento é dada na forma integral por [80]:

$$\overbrace{\frac{\partial}{\partial t} \int_{\Omega} \rho \mathbf{v} d\Omega}^{\text{Inércia}} = \overbrace{\oint_{\Gamma} \mathbf{n} \cdot \boldsymbol{\sigma} d\Gamma}^{\text{Forças Superficiais}} + \overbrace{\int_{\Omega} \rho \mathbf{b} d\Omega}^{\text{Forças de Corpo}} \quad (3.1)$$

em que  $\mathbf{v}$  é o vetor velocidade,  $\boldsymbol{\sigma}$  é o tensor de tensões de Cauchy,  $\rho$  é a massa específica, e  $\mathbf{b}$  é a força de corpo por unidade de massa. O balanço da quantidade de movimento é uma generalização da segunda lei do movimento de Newton, que afirma que a taxa de variação da quantidade de movimento num volume de controlo é igual à soma de todas as forças que atuam nesse volume de controlo [80, 81]. Esta forma integral da equação da conservação da quantidade do movimento tem uma forte propriedade de conservação, de modo que a força é globalmente conservada para o corpo de interesse, bem como localmente conservada para cada célula individual [75]. O `solids4foam` contém a classe `SolidModels`, a qual resolve a equação de balanço da quantidade de movimento

num domínio sólido, de forma a determinar o campo de deslocamento e outros relacionados. O deslocamento representa uma grandeza vetorial que descreve a mudança de configuração de um corpo sólido no espaço, ou seja, a mudança de posição em relação a um referencial [82].

### 3.3 Formulação Matemática Linear e Não Linear

Para a formulação de uma abordagem matemática, é importante considerar qual a resposta esperada do material analisado quando sujeito a cargas, de forma a quantificar se as deformações são grandes ou pequenas. Quando uma força é aplicada num corpo formado por um conjunto de células, ocorrem deformações, evidenciadas pela mudança do volume de uma célula do material de  $d\Omega_o$  para  $d\Omega$ , sendo que o mesmo se verifica para a superfície da célula, cuja área muda de  $d\Gamma_o$  para  $d\Gamma$  e para a orientação das células, com o vetor normal a passar de  $\mathbf{n}_o$  para  $\mathbf{n}$  [79]. Neste trabalho, utilizam-se modelos matemáticos para pequenas e grandes deformações. O ideal seria utilizar apenas modelos de grandes deformações, pois estes traduziriam de forma mais realista o comportamento mecânico, mas não foi possível em alguns casos devido a instabilidades numéricas do utilitário solids4foam. No caso de alterações no volume, área e orientação mínimas, é assumido que a malha não varia em função do movimento do material, e a suposição de pequenas deformações e rotações, ou seja, de geometria linear, é válida [79]. Neste caso, a diferença entre as configurações deformada e não deformada pode ser ignorada e, além disso, os tensores de tensão de Cauchy e de Engenharia coincidem, ou seja,  $\boldsymbol{\sigma}_s = \boldsymbol{\sigma}$  [72]. A formulação com deformações elásticas isotérmicas infinitesimais é expressa em função do vetor de deslocamento total  $\mathbf{u}$ , com a conservação da quantidade de movimento a ser dada por [75]

$$\int_{\Omega_o} \rho_o \frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial t^2} d\Omega_o = \oint_{\Gamma_o} \mathbf{n}_o \cdot \boldsymbol{\sigma}_s d\Gamma_o + \int_{\Omega_o} \rho_o \mathbf{b} d\Omega_o, \quad (3.2)$$

onde  $\Omega_o$  representa o volume inicial não deformado,  $\rho_o$  é o campo de massa específica inicial, e o vetor velocidade é expresso em termos da derivada temporal do vetor deslocamento  $\mathbf{v} = \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t}$  [72]. Esta modelação de geometria linear, responsável por calcular o deslocamento, é normalmente utilizada para casos em que são analisados materiais rígidos e pouco deformáveis e, no solids4foam, é denominada de `linearGeometryTotalDisplacement`. No caso das mudanças no volume, área ou orientação serem consideráveis, então deve ser utilizada a forma das equações governativas para geometrias não lineares. Existem algumas abordagens disponíveis no solids4foam para estes casos, sendo que a escolhida foi a `TotalLagrangian`. Nesta formulação, a equação de balanço da quantidade do movimento é escrita em termos da configuração não deformada/malha inicial, indicada pelo subscrito o. Na abordagem Lagrangiana total, não existe a necessidade de atualizar a malha, visto que a nova configuração deformada é calculada em função da configuração inicial não deformada [72]. A configuração deformada é calculada integrando a equação governativa sobre a

malha inicial com os mapeamentos apropriados [79]. No pós-processamento, a malha deformada pode ser calculada movendo a malha inicial através do campo de deslocamentos calculado. Como a posição deformada da malha é desconhecida, a equação governativa é reformulada em termos de quantidades conhecidas, que são atualizadas iterativamente [79]. Para este propósito, é empregue a relação de Nanson [83], que relaciona os vetores da área deformada  $\Gamma_o$  e inicial  $\Gamma$  através de  $\Gamma = J\mathbf{F}^{-T} \cdot \Gamma_o$ . Quando se trata de deformações finitas, definem-se quantidades cinemáticas adicionais como o gradiente de deformação,  $\mathbf{F} = \mathbf{I} + (\nabla_o \mathbf{u})^T$ , em que  $\nabla_o$  representa o gradiente na configuração inicial não deformada [72]. O gradiente de deformação  $\mathbf{F}$  representa o mapeamento anteriormente mencionado entre o material nas configurações deformada e inicial. O balanço da quantidade de movimento, após a reformulação em termos da configuração inicial não deformada indicada pelo subscrito  $o$ , é dada por

$$\int_{\Omega_o} \rho_o \frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial t^2} d\Omega_o = \oint_{\Gamma_o} (J\mathbf{F}^{-T} \cdot \mathbf{n}_o) \cdot \boldsymbol{\sigma} d\Gamma_o + \int_{\Omega_o} \rho_o \mathbf{b} d\Omega_o, \quad (3.3)$$

onde o Jacobiano do gradiente de deformação é  $J = \det[\mathbf{F}]$ , e  $\det[\cdot]$  indica o operador determinante [72]. Esta formulação de geometria não-linear é normalmente utilizada para casos em que são analisados materiais que sofrem grandes deformações.

### 3.4 Lei Constitutiva

Para assegurar o fecho das equações governativas, a relação constitutiva que define a tensão de Cauchy deve ser definida. A lei constitutiva de um material sólido define a relação entre os campos de tensão e deformação do material. No presente estudo, assume-se que os corpos analisados são elásticos ou hiperelásticos, ou seja, têm a capacidade de voltar à sua forma original assim que a carga aplicada é removida e não exibem dependência temporal. A diferença entre os comportamentos diz respeito à linearidade. Enquanto para o caso elástico, a relação entre a tensão e deformação é considerada como sendo linear, no comportamento hiperelástico a relação é não linear. Quando a tensão de engenharia de Cauchy  $\boldsymbol{\sigma}_s$  é uma função linear do vetor deslocamento, então a equação da conservação da quantidade do movimento torna-se uma função linear do campo de deslocamento  $\mathbf{u}$  [72]. Para materiais elásticos, a relação entre tensão e deformação é regida pela teoria generalizada da elasticidade de Hooke, assim, foi selecionada a lei constitutiva elástica linear (sólido Hookeano) para esses casos específicos. Para pequenas deformações, a teoria da elasticidade generalizada de Hooke na forma de deformação total, reduz-se a

$$\boldsymbol{\sigma}_s = 2\mu \boldsymbol{\epsilon}_s + \lambda \text{tr}[\boldsymbol{\epsilon}_s] \mathbf{I}, \quad (3.4)$$

em que  $\sigma_s$  é o tensor de tensões de engenharia,  $\epsilon_s$  é o tensor de deformações de engenharia sinónimo do tensor de pequenas deformações de Cauchy,  $\mathbf{I}$  é o tensor identidade unitário,  $\lambda$  e  $\mu$  são os parâmetros de Lamé que se relacionam com o módulo de Young ( $E$ ) e o coeficiente de Poisson ( $\nu$ ) [72]. Para o caso em que se consideram deformações grandes (finitas), existem vários tipos de relações constitutivas disponíveis no solids4foam para a definição da tensão de Cauchy. Nesta dissertação, escolheu-se a relação constitutiva hiperelástica Neo-Hookean, que é expressa da seguinte forma

$$\sigma = \mu \operatorname{dev}[\bar{\mathbf{b}}] + \frac{\kappa}{2} \left( \frac{J^2 - 1}{J} \right) \mathbf{I}, \quad (3.5)$$

onde  $\operatorname{dev}[\cdot]$  indica o operador deviátorio e  $\bar{\mathbf{b}} = J^{-\frac{2}{3}} \mathbf{F} \cdot \mathbf{F}^T$ . No limite de pequenas deformações e rotações, as relações não lineares reduzem-se aos seus homólogos linearizados. Nesse contexto, a lei elástica neo-Hookeana reduz-se à lei elástica linear (Hookeana) [72].

### 3.5 Discretização do Domínio da Solução

A discretização do domínio da solução inclui o tempo e o espaço. Na discretização temporal, o tempo total de simulação é subdividido num número finito e arbitrário de incrementos de tempo,  $\Delta t$ , fixos ou variáveis. Na discretização espacial, o domínio da solução é dividido num número finito de células poliédricas convexas delimitadas por faces poligonais que não se sobrepõem e preenchem completamente o espaço [80]. Um volume de controlo típico  $V_p$  é apresentado na Figura 3.1, onde  $P$  representa o centróide do volume de controlo (célula computacional) analisado,  $N$  é o centróide do volume de controlo vizinho, e o vetor  $\mathbf{d}$  une os centróides  $P$  e  $N$ .

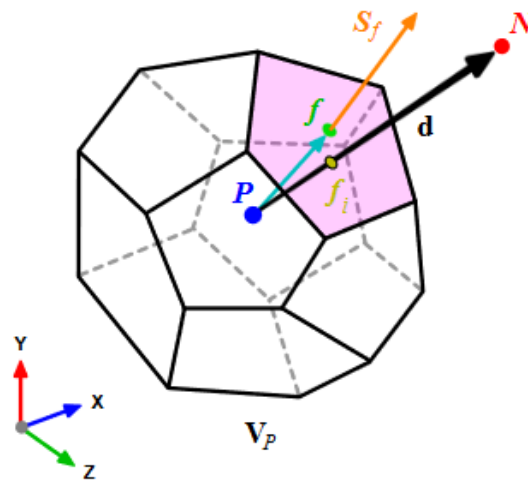


Figura 3.1: Representação de Volume de Controlo. (Adaptado de [84]).

Os volumes de controlo são constituídos por faces, onde  $f$  denota o centro de uma das faces. O vetor normal à face  $\mathbf{S}_f$  aponta para fora do volume de controlo, com magnitude idêntica a área da face [84, 85].

### 3.6 Discretização de equações governativas

Uma característica distintiva do algoritmo de solução proposto, é a partição do termo de força de superfície (divergente de tensão) da equação de conservação da quantidade de movimento, em componentes implícitos e explícitos, como forma de permitir flexibilidade suficiente na escolha da metodologia de solução e da relação constitutiva [86]. As duas formulações, linear 3.6 e não-linear 3.7, do balanço da quantidade de movimento ficam [72]:

$$\int_{\Omega_o} \rho_o \frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial t^2} d\Omega_o = \overbrace{\oint_{\Gamma_o} \mathbf{T}_\sigma d\Gamma_o}^{\text{implícito}} + \overbrace{\oint_{\Gamma_o} \mathbf{n}_o \cdot \sigma_s d\Gamma_o}^{\text{explícito}} - \oint_{\Gamma_o} \mathbf{T}_\sigma d\Gamma_o + \int_{\Omega_o} \rho_o \mathbf{b} d\Omega_o, \quad (3.6)$$

$$\int_{\Omega_o} \rho_o \frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial t^2} d\Omega_o = \overbrace{\oint_{\Gamma_o} \mathbf{T}_\sigma d\Gamma_o}^{\text{implícito}} + \overbrace{\oint_{\Gamma_o} (\mathbf{J}\mathbf{F}^{-T} \cdot \mathbf{n}_o) \cdot \sigma d\Gamma_o}^{\text{explícito}} - \oint_{\Gamma_o} \mathbf{T}_\sigma d\Gamma_o + \int_{\Omega_o} \rho_o \mathbf{b} d\Omega_o. \quad (3.7)$$

onde  $\mathbf{T}_\sigma$  é uma aproximação (ou linearização) do campo de tração,  $\mathbf{n}_o \cdot \sigma_s$ , em termos do campo de deslocamento [72]. Cada um dos termos é integrado no espaço (volume de controlo) e no tempo (passo no tempo). Após a obtenção de uma forma semi discreta das equações governativas, o problema reduz-se ao cálculo dos valores das variáveis no centro das faces por meio de um esquema de interpolação específico, o qual utiliza os valores conhecidos das quantidades nos centróides dos volumes de controlo. A escolha do esquema de interpolação influencia a solução obtida e a estabilidade do cálculo. O processo de discretização resulta numa versão aproximada e discreta das equações governativas apresentadas anteriormente, gerando uma equação algébrica linear correspondente a cada equação governativa e para cada volume de controlo [80]. Após a discretização, a equação de quantidade de movimento para cada volume de controlo é expressa da seguinte forma

$$a_P \Delta \mathbf{u}_P + \sum_F a_N \Delta \mathbf{u}_N = b_P, \quad (3.8)$$

onde  $F$  é o número de faces internas do volume de controlo  $P$ ,  $a_P$  é o coeficiente da célula principal,  $a_N$  são os coeficientes que representam interações com incógnitas centradas nas células



vizinhas, e  $b_N$  é a contribuição do vetor fonte. A Equação 3.8 é válida para cada volume de controlo da malha computacional, e, dessa forma, repetindo o processo para todos os volumes de controlo obtém-se um sistema linear de equações de formato matricial equivalente a  $[\mathbf{A}][\phi] = [\mathbf{b}]$ . Em relação à representação no formato matricial do sistema de equações,  $[\mathbf{A}]$  é uma matriz  $N \times N$  esparsa com dominância diagonal fraca, sendo que  $N$  representa o número total de volumes de controlo no domínio computacional espacial. Na matriz, são armazenados os coeficientes tratados de forma implícita. Os coeficientes  $a_P$  são armazenados na diagonal principal da matriz, enquanto os coeficientes  $a_N$  são armazenados nas diagonais secundárias. O vetor solução  $[\phi]$  contém os valores desconhecidos de deslocamento no centro de cada volume de controlo, e  $[\mathbf{b}]$  é o vetor fonte que contém as contribuições das condições de contorno e dos termos discretizados tratados de forma explícita. As equações discretizadas que regem a solução são resolvidas de forma progressiva no tempo para cada volume de controlo.

Na dissertação, o procedimento de solução adotado para o sistema linear de equações é segregada. A abordagem segregada tem como prioridade um uso eficiente da memória [86]. A equação de conservação da quantidade do movimento é temporariamente desacoplada em três equações escalares durante a solução, representativas das direções  $x$ ,  $y$  e  $z$  do deslocamento. As três equações, correspondentes a cada componente escalar do campo de deslocamento, são resolvidas de forma independente [75]. O acoplamento necessário entre as equações é assegurado por iterações externas de Picard/ponto fixo, que são executadas até que a tolerância predefinida seja alcançada [80]. O sistema linear e esparsa é normalmente resolvido de forma iterativa, utilizando, por exemplo, o método do gradiente conjugado pré-condicionado de Cholesky incompleto (ICCG) [85].

Neste capítulo, são apresentados os casos de estudo abordados ao longo da dissertação. Os procedimentos seguidos no pré-processamento são descritos, incluindo definição de condições de fronteira, as propriedades materiais e a preparação dos modelos geométricos, assim como a motivação subjacente a cada um dos casos de estudo. Nesta primeira secção, referente à comparação entre solas da empresa Procalçado, FlotActiv e Grade Convencional, são fornecidos mais pormenores sobre cada uma das etapas do pré-processamento, dado que o resto dos casos segue uma abordagem semelhante.

#### **4.1 Solas FlotActiv e Grade Convencional - Comparação**

Neste estudo, foi realizada uma avaliação quantitativa dos efeitos da geometria da sola nas propriedades mecânicas do calçado e, conseqüentemente, no seu impacto no comportamento do pé. Em vez de se considerar apenas uma única estrutura de suporte, achou-se relevante organizar um estudo que incluísse tanto a sola como a palmilha de modo a simular as condições reais de forma mais aproximada. Para tal, foram criados modelos tridimensionais de conjuntos pé-palmilha-sola que incorporaram as propriedades geométricas de duas conceções de calçado fornecidas pela empresa Procalçado, conforme apresentado na Figura 4.1. A partir dos modelos, o desempenho mecânico de cada sola foi investigado numericamente recorrendo à biblioteca computacional OpenFOAM, mais concretamente, o solids4foam. A região do calcanhar de duas solas feitas de material à base de borracha foi submetida a um teste de compressão de baixa velocidade. A simulação computacional foi implementada para investigar os efeitos da variação da geometria da sola, no deslocamento e distribuição de tensões ao longo das estruturas intervenientes durante uma fase de suporte de peso, em que ocorre contacto entre o calcanhar e a superfície superior da estrutura de apoio, submetendo esta à compressão. Esta fase é referida como uma fase de apoio total ao longo da descrição dos casos, de forma a simplificar a descrição de resultados. A variação de geometria mais significativa entre as duas solas fornecidas consiste na abordagem empregue para fornecer o amortecimento. Duas abordagens distintas foram estudadas, amortecedor curvo e grade, nas solas FlotActiv e Grade Convencional, respetivamente, conforme apresentado na Figura 4.1. Conforme discutido anteriormente, no Capítulo 2, o design de calçado tem grande impacto no desempenho mecânico deste, sendo fundamental

entender melhor quais características geométricas podem melhorar o comportamento do calçado. Com este estudo, pretendeu-se adquirir uma maior compreensão do comportamento mecânico das solas e perceber que tipo de alterações de conceção se podem implementar nas duas geometrias fornecidas, de forma a otimizar o desempenho mecânico destas.

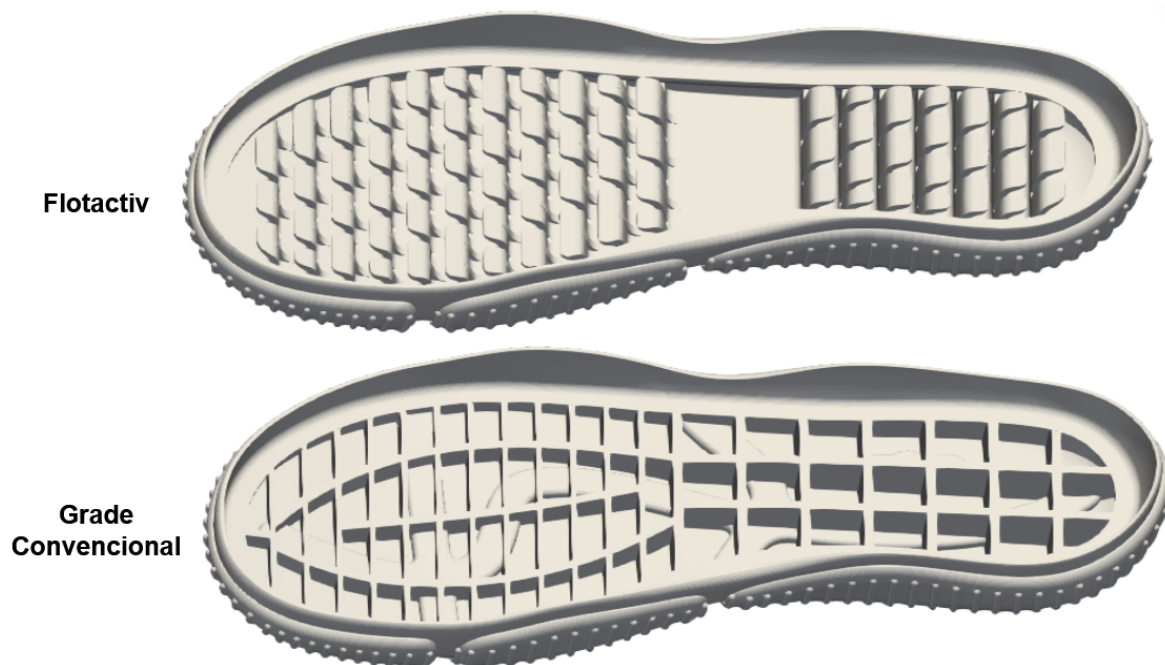


Figura 4.1: Solas FlotActiv e Grade Convencional.

##### 4.1.1 Preparação de Modelos 3D de Sola, Pé e Palmilha para Simulação

Ficheiros em formato STL, contendo modelos tridimensionais dos dois designs de solas, foram fornecidos pela empresa Procalçado, tendo sido obtidos por meio de digitalização das respetivas superfícies. Este tipo de formato descreve a superfície de um objeto 3D através de faces triangulares. De forma a preparar as geometrias para simulação, foram importados para o Blender [87], um software de código-aberto de modelação de objetos 3D que integra diversas funcionalidades úteis para tarefas de pré-processamento da simulação computacional. Dada a existência de inúmeros defeitos e erros nos ficheiros STL, recorreu-se às referidas funcionalidades para corrigir ou reconstruir as geometrias, resultando em novas versões isentas de erros. Exemplos desses erros estruturais dos ficheiros STL, os designados 'non-manifold parts', incluíram orifícios na geometria, devido à união deficiente entre arestas ou interseções incorretas de arestas, que por sua vez causaram a existência de vértices isolados, sendo estes últimos vistos como não pertencentes à estrutura do modelo 3D. Além disso, ligações incorretas ou repetidas de pontos ou arestas a faces, foram igualmente responsáveis por várias falhas nos ficheiros STL. A correção das geometrias da região do calcanhar das solas foi um processo moroso devido ao facto destas serem complexas e compostas por um grande número de faces, vértices e arestas, exigindo um tempo significativo para a sua conclusão. A eliminação destas

falhas é crucial para tornar viável a criação de uma malha computacional de qualidade satisfatória e, desse modo levar a cabo simulações e obter resultados mais aproximados da realidade. Além disso, de forma a facilitar a criação de malha e simulação, a geometria do calcanhar foi simplificada, resultando em superfícies exterior e inferior lisas e mais uniformes. A forma final da geometria do calcanhar utilizada nas simulações é apresentada na Figura 4.2. Um modelo tridimensional (3D) do pé humano foi incorporado na simulação e adaptado para se ajustar às solas e palmilhas. O modelo sólido do pé utilizado é simplificado, não incorporando componentes complexos, tais como estruturas ósseas, tecidos moles, estruturas ligamentares, fásia plantar, etc. O modelo da palmilha, baseado no tamanho da sola fornecida (37), foi gerado no Blender a partir do contorno interior da sola e posteriormente extrudido na direção vertical para se obter uma espessura de 1.6 mm, idêntica às palmilhas fornecidas pela empresa Procalçado. As geometrias da palmilha, da forma do pé, e da região do calcanhar das solas utilizadas nas simulações, são apresentadas na Figura 4.3.



Figura 4.2: Região extraída e alisada do calcanhar da sola.

Como mencionado anteriormente, são necessárias condições-fronteiras para definição e análise numérica do problema a resolver. As faces na fronteira reúnem-se em grupos designados **patches**, onde são impostas condições-fronteira específicas. A decomposição dos diferentes componentes pertencentes ao modelo numérico em **patches**, ou seja, o pé, a palmilha e a sola, foi efetuada no Blender. Nas Figuras 4.4, 4.5 e 4.6, são apresentados os **patches** para o calcanhar, para a palmilha e para as duas solas, respetivamente. A separação de cada uma das superfícies de contorno dos componentes (Figuras 4.4 a 4.6) resultou em diferentes ficheiros correspondentes aos **patches**. Deste modo, as novas geometrias geradas no Blender foram exportadas em ficheiros distintos STL. Através de um **script**, os **patches** pertencentes a uma geometria específica foram novamente reunidos, dando origem a um STL por componente (pé, palmilha ou sola), agora com fronteiras independentes e corretamente definidas. Dado os casos analisados serem compostos por

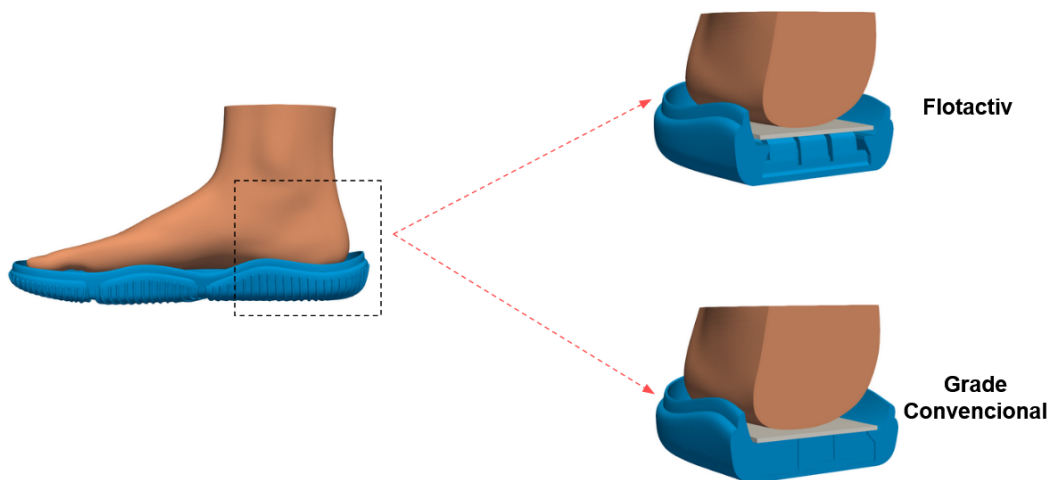
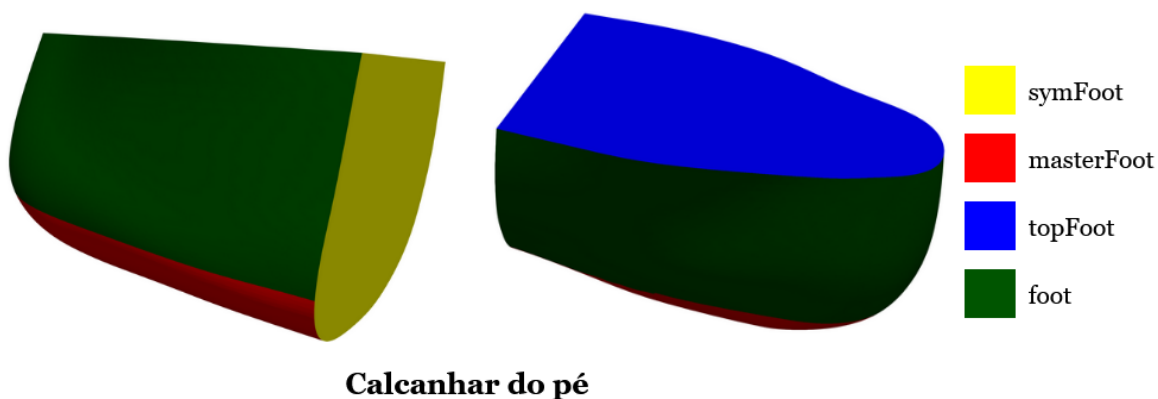


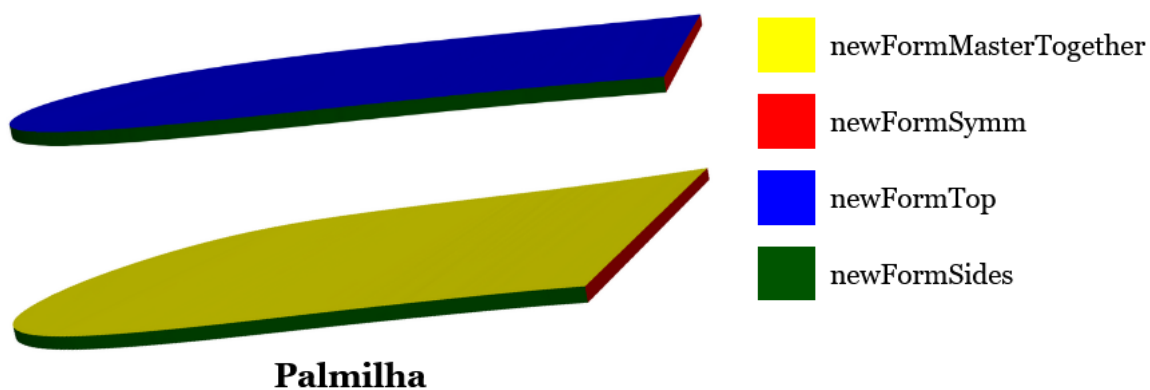
Figura 4.3: Sola, Palmilha e Região do calcanhar do pé.

três geometrias distintas (pé, palmilha e sola), o `script` foi utilizado três vezes em cada conjunto pé-palmilha-sola, de forma a gerar ficheiros STL reconstruídos das geometrias envolvidas, sola, pé e palmilha.



**Calcancar do pé**

Figura 4.4: Patches para o calcanhar.



**Palmilha**

Figura 4.5: Patches para a palmilha.

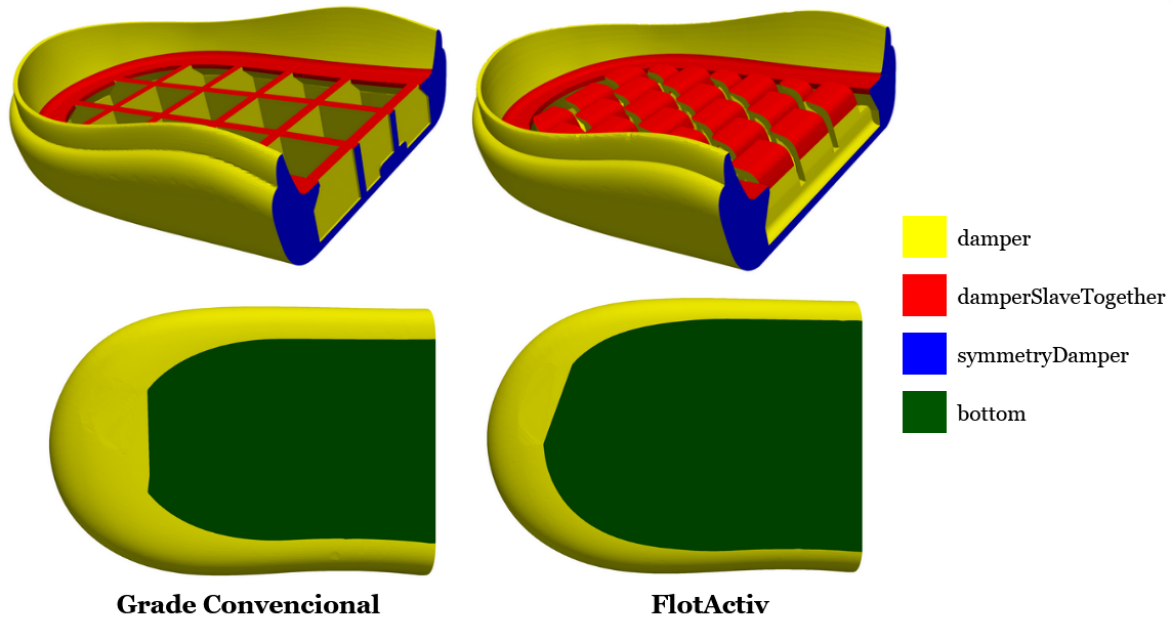


Figura 4.6: Patches para as duas solas.

#### 4.1.2 Propriedades Materiais

Para a definição das propriedades dos materiais de cada componente envolvido, foi utilizada a ferramenta do OpenFOAM `topoSet`, que permitiu criar diferentes conjuntos correspondentes a cada uma das partes do domínio computacional (sola, palmilha e pé). Os valores das propriedades materiais dos componentes envolvidos foram obtidos tanto da literatura como por método experimental. Conforme já mencionado, para o modelo sólido do calcanhar não se consideraram vários componentes complexos. As propriedades empregues foram obtidas da literatura, Cheung et al. [9], com o pé a ser considerado uma estrutura óssea de propriedades elásticas lineares, de forma a simplificar a análise. No caso das duas solas envolvidas, FlotActiv e Grade Convencional, segundo a empresa Procalçado, são produzidas em SBR (Styrene Butadiene Rubber), um tipo de borracha que faz parte da categoria de materiais elastoméricos. Os elastómeros são um dos principais materiais utilizados na conceção de solas, devido às suas propriedades elásticas, daí o nome [88]. Estas propriedades são vantajosas para absorver impactos, resistir ao desgaste e proporcionar um maior conforto [89]. O comportamento mecânico de uma sola elastomérica pode ser altamente complexo, e pode ser representado de formas distintas, tais como elástico, hiperelástico e viscoelástico [90, 91]. O material das solas foi alvo de caracterização, através da realização de ensaios de tração a 4 provetes de material SBR fornecidos pela empresa Procalçado. Dessa forma, foram geradas e utilizadas curvas de tensão-deformação para identificar o módulo de elasticidade. Um exemplo de um provete típico é apresentado na Figura 4.7. Os ensaios de tração foram realizados através da máquina universal de ensaios mecânicos Zwick/Roell ProLine Z005, disponível no Laboratório de Propriedades Mecânicas do Departamento de Engenharia de Polímeros, conforme apresentado na Figura 4.8. A velocidade utilizada para o alongamento dos provetes e o comprimento inicial destes foi de 50 mm/min e  $L_0 =$

25 mm, respetivamente. Na Figura 4.9 é ilustrada a curva de tensão-deformação de um dos provetes, com a linha de tendência (tracejado) a mostrar um bom ajuste entre a representação matemática e os dados obtidos. Os valores dos módulos de elasticidade obtidos para os provetes estão apresentados na Tabela 4.1. O valor médio para o módulo de elasticidade foi calculado e posteriormente empregue na simulação, sendo obtido um valor de  $E \approx 1.98 \text{ MPa} \pm 0.393 \text{ MPa}$  para a borracha SBR.



Figura 4.7: Proвете para ensaio de tração a borracha SBR.



Figura 4.8: Máquina de ensaio utilizada para medir módulo de elasticidade de borracha SBR.

Para a palmilha, foi seguido um procedimento similar. Efetuaram-se ensaios de tração, com as mesmas condições, para provetes da palmilha ilustrada na Figura 4.10. Um exemplo da curva tensão-deformação obtida de num dos ensaios efetuados é apresentado na Figura 4.11. Os resultados do ensaio de tração são apresentados na Tabela 4.2.

Uma vez que a palmilha Strobel é um material fibroso, o módulo de Young foi estimado para diferentes valores de deformação  $\epsilon$  e, no final, decidiu-se calcular um valor médio global a partir dos

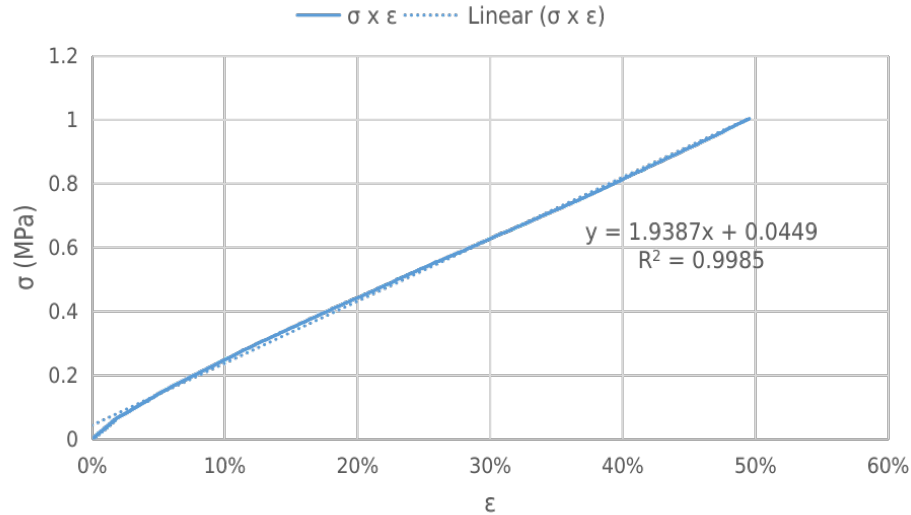


Figura 4.9: Curva de tensão-deformação obtida para um provete SBR.

Tabela 4.1: Módulo de Elasticidade ( $E$ ) do material SBR (55 ShA).

Material	SBR (55 ShA)
Amostra 1	2.499 MPa
Amostra 2	1.930 MPa
Amostra 3	1.939 MPa
Amostra 4	1.543 MPa
Valor Médio	$1.978 \pm 0.393$ MPa



Figura 4.10: Palmilha Strobel.

valores médios obtidos nas diferentes deformações  $\epsilon$ . O valor médio global obtido para o módulo de Young foi de  $E = 39.59$  MPa, o qual foi empregue nas simulações. Todos os componentes envolvidos na simulação e suas propriedades mecânicas são apresentadas na Figura 4.12 e Tabela 4.3, respetivamente. As referências relacionadas às restantes propriedades apresentadas são Fan et al. [92], Barwick et al. [93], Dong et al. [13] e Shaulian et al. [11].

#### 4.1.3 Condições de Fronteira e outros Parâmetros da Simulação

As condições de fronteira definidas permitem especificar as interações do modelo computacional com a sua envolvente. Essas condições são uma parte fundamental para permitir resolver as equações



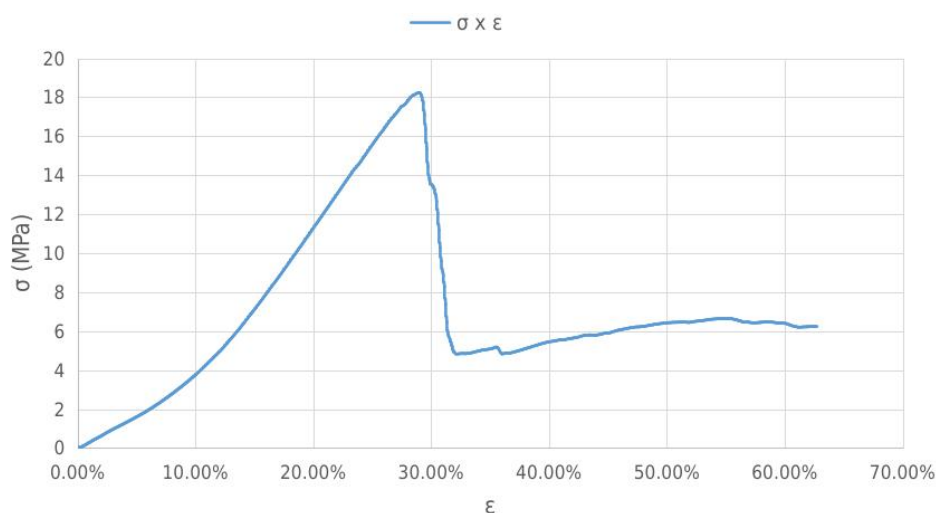


Figura 4.11: Curva de tensão-deformação obtida para amostra de palmilha Strobel.

Tabela 4.2: Módulo de Elasticidade ( $E$ ) da palmilha Strobel.

Amostras	Deformação ( $\epsilon$ )			
	$\epsilon = 5\%$	$\epsilon = 10\%$	$\epsilon = 15\%$	$\epsilon = 20\%$
Amostra 1	32.632	36.454	44.691	54.582
Amostra 2	25.517	30.796	37.594	45.206
Amostra 3	29.878	35.191	42.951	51.935
Amostra 4	31.936	35.813	43.075	51.667
Amostra 5	32.501	34.938	42.435	51.924
Valor Médio, E	$30.49 \pm 2.99$	$34.64 \pm 2.23$	$42.15 \pm 2.68$	$51.06 \pm 2.48$
Valor médio global, E	39.59 MPa			

Tabela 4.3: Propriedades mecânicas referentes a componentes apresentados na Figura 4.12.

Material	Massa Específica ( $kg/m^3$ )	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson
(1) Sola SBR	980 [94–96]	$\approx 1.98$	0.48 [97]
(2) Palmilha Strobel	1140 [98–100]	39.59	0.42 [101, 102]
(3) Pé (Estrutura óssea, <i>Calcaneus</i> )	1480 [92]	7300[9]	0.30[9]

governativas. Ao definir corretamente as condições de fronteira, o comportamento do sistema físico em análise é refletido de forma precisa e realista. Com condições de fronteira adequadas, o problema em causa fica totalmente definido e a sua resolução é exequível. Ao fim de um longo processo de análise de simulações, que envolveu o teste de várias condições de fronteira, foi identificada uma configuração estável que se acreditou representar adequadamente o fenómeno físico estudado. As condições de fronteira utilizadas nas simulações são apresentados na Figura 4.13.

Na análise e avaliação comparativa das propriedades mecânicas das solas FlotActiv e Grade Convencional, considerou-se a sola e palmilha sob a condição de uma carga compressiva aplicada

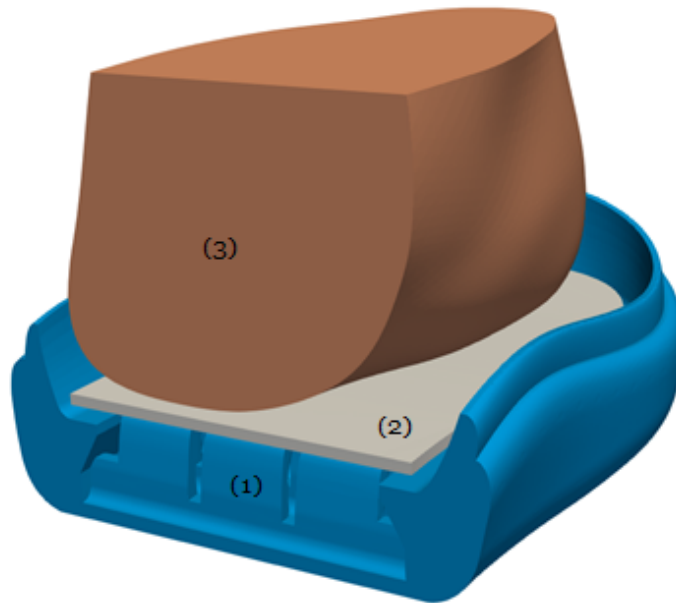


Figura 4.12: Componentes envolvidos nas simulações.

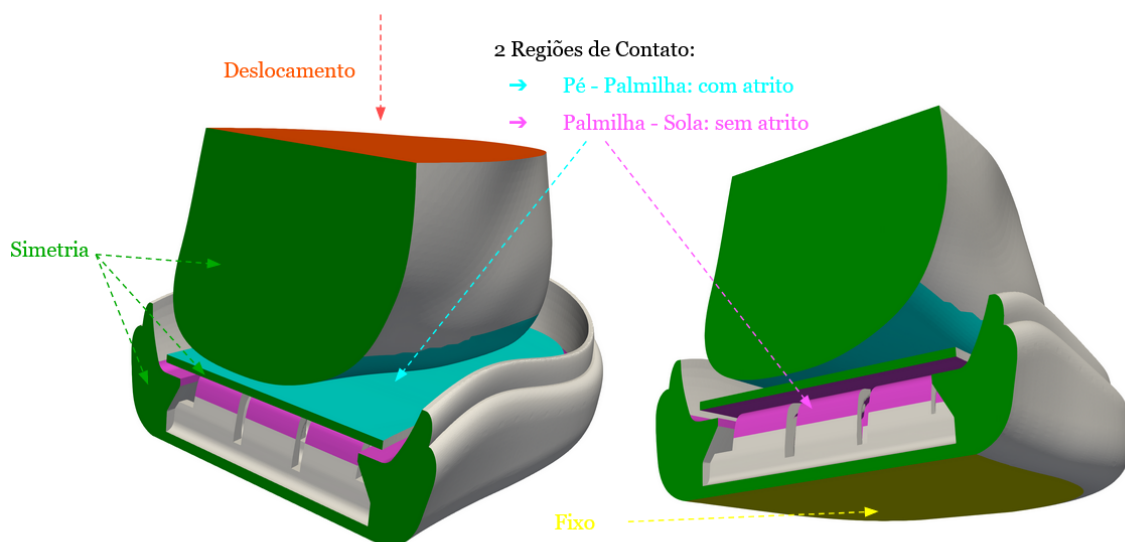


Figura 4.13: Condições de Fronteira.

pelo pé. Em todos estes componentes, apenas a região do calcanhar foi alvo de análise, como já abordado. Foi estabelecida uma força de referência de 400 N para a análise e comparação do comportamento mecânico. Dado que a força aplicada em cada um dos pés corresponde a 50 % do peso corporal [9], este valor equivale a uma pessoa com um peso aproximado de 80 kg. Na análise numérica, foi aplicada uma carga uniforme de compressão normal à superfície de 400 N no patch topFoot, o que promove um deslocamento descendente do pé ao longo da direção z. Essa condição de fronteira foi obtida a partir de uma condição de deslocamento temporal do plano superior (topFoot) de forma a representar o processo de compressão. Deste modo, o deslocamento atinge o valor de 9 mm na direção z descendente após um intervalo de 15 s, que se traduz numa velocidade

de 0.0006 m/s. Em relação à palmilha, esta foi devidamente alinhada com a sola e posicionada de forma a estar na iminência de estabelecer um contacto inicial com o pé e com a sola, antes da aplicação da carga. O modelo do calcanhar do pé foi posicionado próximo e paralelo à palmilha/sola do sapato. Deste modo, a fase de apoio total, em que ocorre o maior contacto entre a superfície plantar do pé e a estrutura de calçado, fica adequadamente representada. A superfície inferior da sola foi fixa e restringida em todas as direções durante toda a análise. As simulações restringiram-se ao calcanhar devido aos tempos de computação significativamente longos, principalmente no caso da sola FlotActiv. Além disso, representa uma região especialmente relevante do pé, que suporta uma parte significativa do peso durante a atividade humana, como ilustrado no Capítulo 2. Devido a essa restrição, foram utilizadas condições de simetria nos `patches` referentes às superfícies cortadas de cada componente envolvido (ver Figura 4.13). Esta condição permitiu utilizar de forma mais eficiente os recursos computacionais ao dispor e simplificar a configuração da simulação, dado que apenas parte do domínio computacional foi considerado. As interações entre pé/palmilha e palmilha/sola, foram definidas como superfícies de contacto, com atrito e sem atrito, respetivamente. Ambas utilizaram fatores de penalidade e relaxação de 0.7 e 0.001, respetivamente. A interface entre o pé e a palmilha foi modelada utilizando superfícies de contacto com um coeficiente de atrito de 0.3. Com a presença de contacto, as duas superfícies em contacto são designadas por superfícies mestre e escrava [103]. Durante a simulação, o algoritmo de contacto verifica a ocorrência de penetração da superfície mestre por parte de vértices pertencentes à superfície escrava. Se detetada, é aplicada uma força de interface entre o vértice escravo e a superfície mestre, na direção da normal escrava, com magnitude proporcional à quantidade de penetração [103], através da equação  $\mathbf{F}_{sv} = -p_{sv}k\mathbf{n}$ . Na equação,  $\mathbf{n}$  é a normal do vértice `slave`, e  $k$  é a rigidez de interface, também conhecida por fator de penalidade. Para este contexto, a superfície inferior do pé e da palmilha foram selecionadas como superfícies `master`. As partes opostas às últimas, ou seja, a superfície superior da palmilha e a estrutura amortecedora superior das solas, foram as respetivas superfícies `slave`. Além disso, todas as estruturas de contacto foram modeladas como sólidos deformáveis, com propriedades mecânicas correspondentes, conforme apresentado na Tabela 4.3. O contacto entre amortecedores não foi modelado para reduzir o tempo e recursos computacionais utilizados. Nas restantes fronteiras foi aplicada uma condição de tração sólida (tração livre). Para a simulação, o passo no tempo utilizado foi de  $\Delta t = 0.01$  s e os fatores de relaxação para os campos e equações foram de 0.70 e 0.999, respetivamente. As tolerâncias de solução e material aplicadas foram de  $5 \times 10^{-5}$ . Em relação à lei constitutiva empregue, a análise da curva de tensão-deformação, na Figura 4.9, parece indicar um comportamento elástico linear. Contudo, no início da curva ocorre uma mudança no declive, por volta dos 2-3% de deformação. Este tipo de evolução elástica não linear sugere comportamento hiperelástico, que pode ser caracterizado pela lei Neo-Hookeana [72]. No entanto, devido a instabilidades dos `solvers` não lineares do `solids4foam` [33], não foi possível efetuar uma simulação englobando todas as características não lineares envolvidas: contacto entre vários corpos, propriedades materiais não lineares e geometria com deformação finita. Assim, o comportamento hiperelástico não foi utilizado neste caso para o estudo efetuado. Tendo em conta essas limitações,

de forma a simplificar a análise e comparação das solas, os modelos foram desenvolvidos com base nos seguintes pressupostos: geometria linear com baixa deformação e materiais com propriedades lineares elásticas. O `solver` utilizado para calcular os deslocamentos previstos foi o denominado por `linearGeometryTotalDisplacement`. Foi escolhida uma lei constitutiva compatível com essas condições. No limite de pequenas deformações e rotações, a lei neo-Hookeana reduz-se para o seu homólogo linearizado, a lei de Hooke [72]. Por esse motivo, esta lei foi escolhida para descrever o comportamento do material das solas.

#### 4.1.4 Criação da Malha Computacional

A forma como a discretização da malha é efetuada tem um impacto direto nas etapas subsequentes, nomeadamente tempo computacional e grau de precisão dos resultados. Para esta etapa, o OpenFOAM possui várias ferramentas capazes de efetuar a discretização espacial do domínio computacional para geometrias de diferentes níveis de complexidade. Num trabalho preliminar [104], o `cfMesh` [105], que integra a biblioteca computacional OpenFOAM, foi identificado como a ferramenta mais adequada para criação de malha para o trabalho efetuado. Após a correção, decomposição e reconstrução das geometrias, o `cfMesh` foi utilizado para criar a malha computacional dos componentes envolvidos. Para gerar a malha, o `cfMesh` recebe como `input` uma geometria de formato STL (ou FMS, por exemplo) e os parâmetros de refinamento estabelecidos pelo utilizador. Os parâmetros obrigatórios estão relacionados com o grau de refinamento global desejado, ou seja, o tamanho dos volumes de controlo em todo o domínio computacional espacial. São disponibilizadas outras opções para refinamento local, nomeadamente para fronteiras ou outras áreas de interesse para o utilizador, como forma de obter maior precisão nos resultados, bem como correção de erros na malha computacional por incapacidade do refinamento global em proporcionar um grau de detalhe suficiente. Uma malha incorreta, pode levar a resultados que resultam numa previsão errada da realidade. Por exemplo, elementos individuais da malha podem influenciar o valor de picos de tensão e dar uma perceção errada dos resultados [11]. Portanto, a criação de uma malha apropriada, é importante para gerar resultados fiáveis e precisos.

##### 4.1.4.1 Estudo de Refinamento da Malha

Geralmente, quanto maior o grau de refinamento da malha, mais precisos serão os resultados obtidos, porém o tempo e o poder computacional exigidos aumentam. Desta forma, não é eficiente recorrer a uma malha computacional demasiadamente refinada, se uma alternativa menos detalhada for capaz de providenciar resultados satisfatórios. Um estudo de independência de malha habitual consiste num processo iterativo, em que a resolução da malha é progressivamente alterada e os resultados obtidos pelas simulações para diferentes níveis de resolução da malha são comparados [106]. Os tamanhos dos elementos constituintes são gradualmente reduzidos até as variações nos parâmetros analisados serem baixos o suficiente entre duas dimensões e malhas

respetivas, sendo, assim, identificado um modelo final [107]. Dessa forma, é encontrada uma configuração de resolução ideal, com um número mínimo de células, a qual permite obter uma representação adequadamente precisa da distribuição das propriedades analisadas. Tendo por base o exposto, a configuração de malha selecionada foi decidida a partir de um teste de convergência da malha de forma a identificar o equilíbrio ótimo entre a precisão dos resultados e o tempo necessário para a resolução, e deste modo aliviar os recursos e tempo computacional utilizados. As condições descritas anteriormente foram aplicadas, para investigar a sensibilidade da malha de todo o sistema estrutural analisado, pé-sola-palmilha, nas duas geometrias fornecidas **Grade Convencional** e a **FlotActiv**. Inicialmente, abordou-se a Grade Convencional. O estudo de refinamento foi realizado conforme segue. Primeiramente, foi efetuado uma simulação consistindo na interação entre a sola do calçado, palmilha e pé, para uma malha com alto nível de refinamento, com cerca de 3 milhões de células, que aqui é referida com refinada. O passo seguinte consistiu em encontrar uma configuração de malha com número mínimo de células e com resultados equivalentes aos da malha mais refinada, referida como grosseira. A malha obtida continha 861749 células. Ambas as malhas computacionais são apresentadas na Figura 4.14.

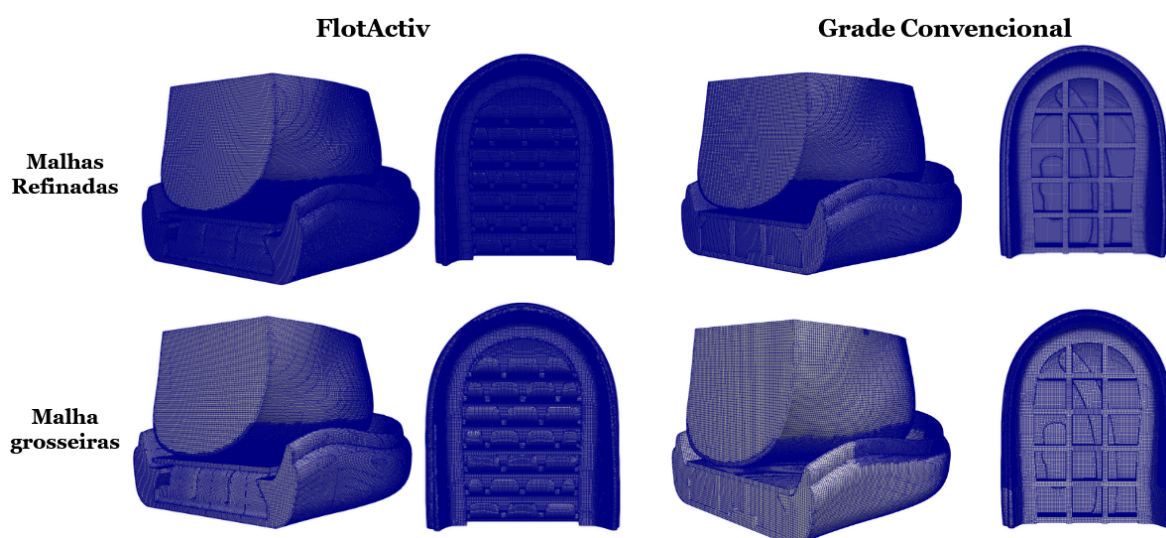


Figura 4.14: Malhas refinadas e grosseiras para as duas solas.

Através de simulação computacional, foi gerada a previsão do comportamento mecânico. Foi obtida uma curva força-deslocamento a partir do resultado da simulação, a qual permitiu efetuar uma comparação de resultados entre as diferentes malhas, conforme apresentado na Figura 4.15. Pode-se observar a grande proximidade entre os resultados obtidos por ambas as malhas.

Para além disso, a partir do software Paraview [108], foram gerados dados da distribuição dos campos de deslocamento e tensão de von Mises ao longo da região do calcanhar estudada, conforme apresentado nas Figuras 4.16 e 4.17. O Paraview é a ferramenta primária de pós-processamento do OpenFOAM, que permite visualizar a evolução dos campos calculados para o problema a partir de diferentes perspectivas e ao longo dos instantes de tempo da simulação. Através de opções disponibilizadas pela sua interface gráfica, permite ainda o tratamento e processamento de dados de

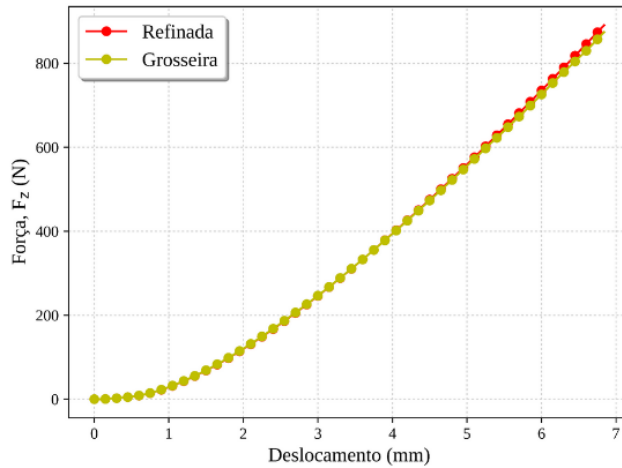


Figura 4.15: Força  $F_z$  em função do deslocamento para duas malhas da Grade Convencional.

diversas maneiras. Conforme mencionado, o comportamento mecânico dos componentes analisados é em parte avaliado por meio da tensão equivalente de von Mises que é definida pela equação 4.1:

$$\sigma_{VM} = \sqrt{\frac{(\sigma_{xx} - \sigma_{yy})^2 + (\sigma_{yy} - \sigma_{zz})^2 + (\sigma_{zz} - \sigma_{xx})^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2)}{2}} \quad (4.1)$$

em que  $\sigma_{xx}$ ,  $\sigma_{yy}$ ,  $\sigma_{zz}$  são as tensões normais nas direções x, y, ou z, respetivamente.  $\sigma_{xy}$ ,  $\sigma_{yz}$ ,  $\sigma_{zx}$  representam as tensões de corte. As tensões de von Mises são uma medida de grandeza da tensão instalada. Novamente, a partir das Figuras 4.16 e 4.17, observa-se a semelhança entre os resultados para as as duas malhas comparadas. Para a análise e comparação entre malhas, foi escolhida uma referência de 400 N. A partir dos resultados apresentados na Tabela 4.4, é possível observar a diferença significativa de tempo computacional requerido para a simulação do problema para as malhas refinada e grosseira. Com a malha grosseira, o tempo diminuiu de mais de uma semana para cerca de um dia, o que mostra claramente a importância de um teste de convergência de malha.

Tabela 4.4: Dados de Refinamento Grade.

Malha	n <sup>o</sup> de Células	Tempo para 400N	Tempo final	n <sup>o</sup> de núcleos utilizados
Refinada	2984308	≈ 7 dias e 6h	≈ 9 dias e 9h	32
Grosseira	861749	≈ 23h	≈ 1 dia e 6h	32

É importante mencionar que, nos gráficos, o deslocamento refere-se ao movimento descendente do pé na direção z, enquanto que, no Paraview, os dados de deslocamento referem-se às mudanças de posição de todas as células que compõem a malha analisada, seja pé, palmilha e sola. Notam-se pequenas variações nos valores de tensão equivalente e deslocamento com a alteração do número

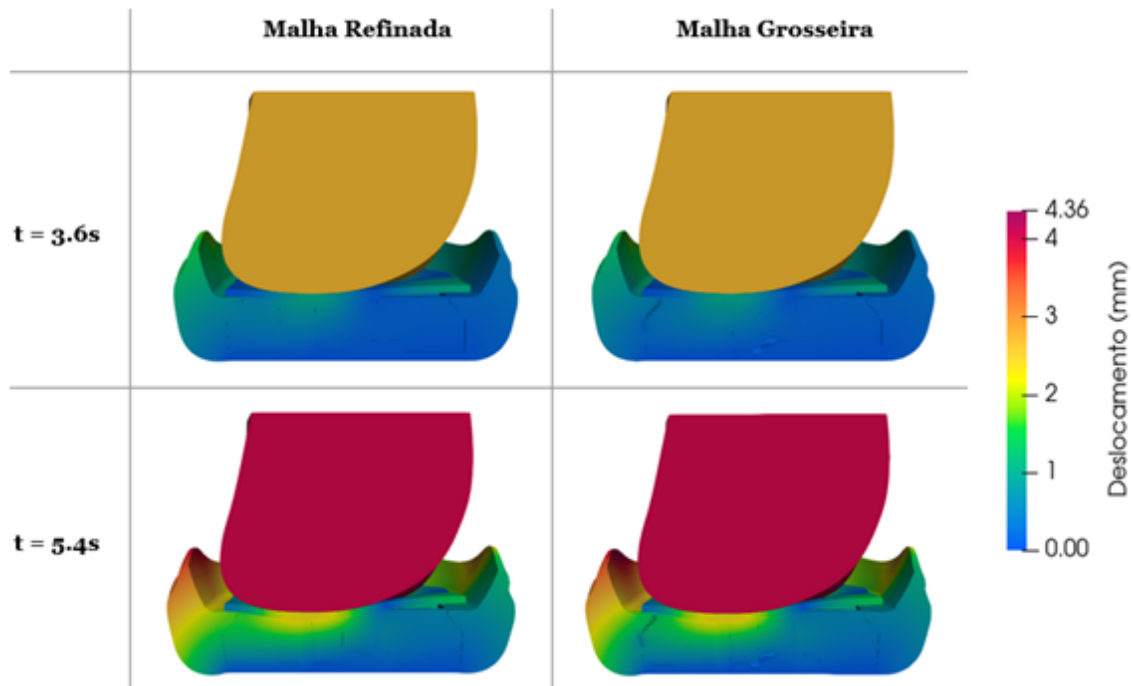


Figura 4.16: Deslocamento para duas malhas da Grade Convencional.

de células, mas, no geral, a representação dos campos é similar (ver Figuras 4.16 e 4.17). Dada a semelhança nos resultados e o facto da malha com menos células ser a configuração menos refinada possível que ainda mantém uma representação adequada da geometria e qualidade aceitável dos elementos da malha, o estudo de refinamento da Grade Convencional foi concluído. Será importante referir que a maior dificuldade para geração de malha prendeu-se com a sola em si e não com o restante dos componentes. O processo de criação de malha para os outros componentes, pé e palmilha, foi mais flexível e de dificuldade significativamente menor. Por uma questão de compatibilidade, os parâmetros de malha fornecidos para o restante dos componentes foram aproximadamente os mesmos que os da sola. Nas regiões de fronteira que entram em contacto foram impostos parâmetros de malhas quase idênticos, para evitar problemas de estabilidade e, assim, capturar de forma mais precisa o desenvolvimento de tensões e deslocamentos.

Para a Sola FlotActiv, foi seguido um raciocínio idêntico. Uma malha inicial com cerca de 4 milhões de células foi testada inicialmente. Mais uma vez, também se optou por seguir a estratégia de reduzir o número de células da malha ao mínimo, sem comprometer a forma global. A malha mais grosseira obtida tinha 1419933 células. Ambas as malhas são apresentadas na Figura 4.14. Verificou-se que os tempos computacionais necessários foram significativamente maiores que na Grade Convencional, com a malha mais refinada a demorar cerca de 25 dias para a simulação ser totalmente concluída, conforme apresentados na Tabela 4.5. Neste caso foi utilizada uma força de referência de 200 N.

Tal como no caso da Grade Convencional, os resultados de força em função do deslocamento

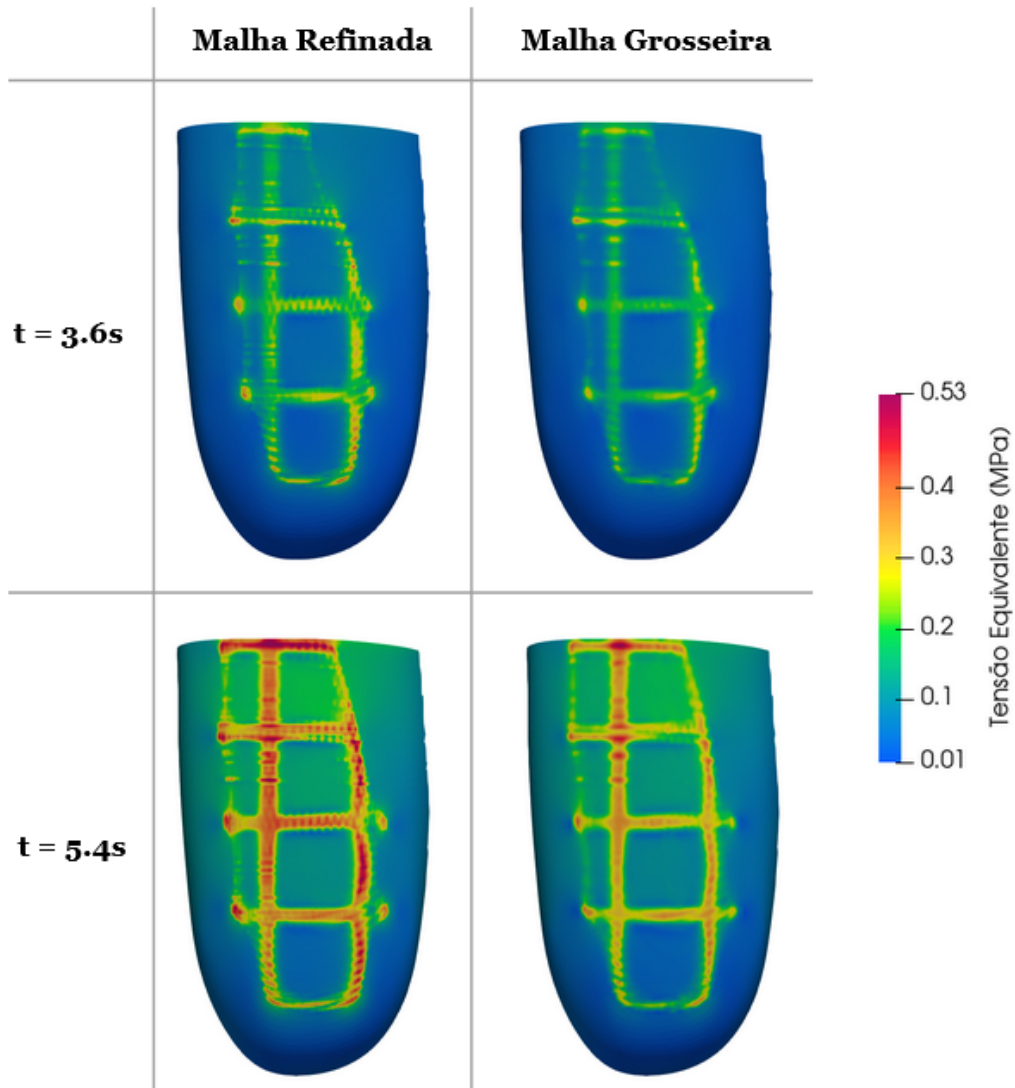


Figura 4.17: Tensões de von Mises para duas malhas da Grade Convencional.

Tabela 4.5: Dados de Refinamento das duas malhas da FlotActiv.

Malha	n <sup>o</sup> de Células	Tempo final	n <sup>o</sup> de núcleos utilizados
Refinada	3901035	≈ 24 dias e 21 horas	32
Grosseira	1419933	≈ 8 dias e 2 horas	32

para as duas malhas da FlotActiv, mostram diferenças mínimas, conforme ilustrado na Figura 4.18. Embora seja possível observar pequenas variações nas Figuras 4.19 e 4.20, a representação global dos campos de deslocamento e tensão equivalente foi semelhante, sendo que a malha grosseira foi capaz de representar a complexidade topológica do modelo.

Dada a semelhança nos resultados e o tempo de cálculo significativamente menor, a configuração de malha grosseira foi escolhida para testes subsequentes, tanto para a Grade como



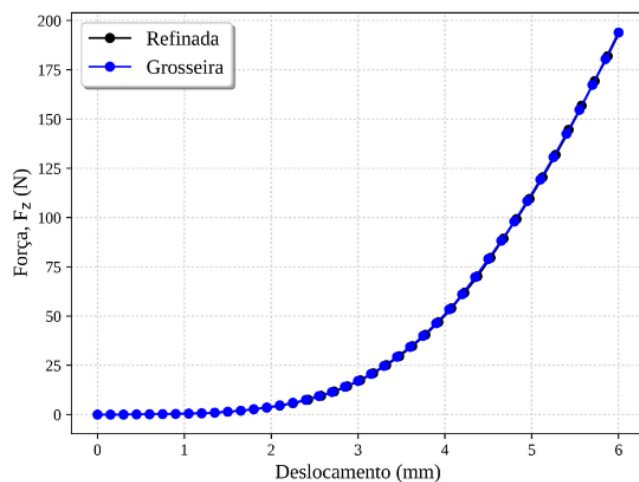


Figura 4.18: Força em função do deslocamento para duas malhas da FlotActiv.

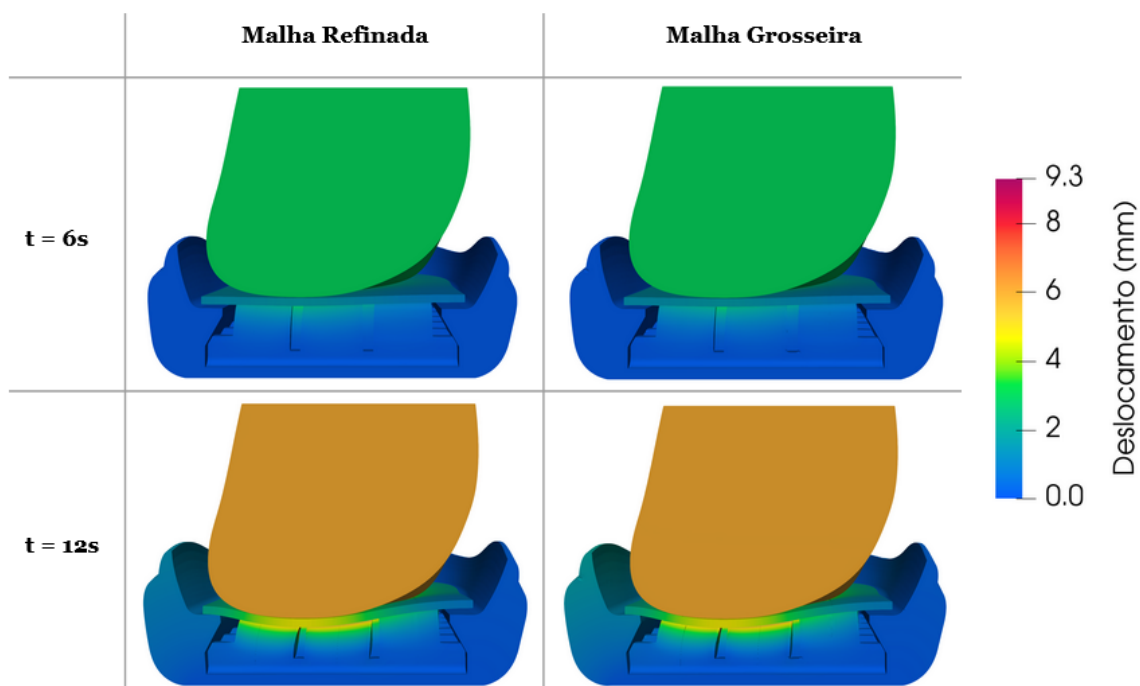


Figura 4.19: Deslocamento para duas malhas da FlotActiv.

para a FlotActiv.

## 4.2 Grade Convencional - Revisão de Design

Conforme descrito no capítulo 2, a seleção de uma geometria capaz de se deformar de forma mais progressiva e menos brusca, sem impactos súbitos, parece trazer benefícios ao desempenho mecânico do calçado [9, 13], principalmente no que se refere ao conforto proporcionado ao pé do

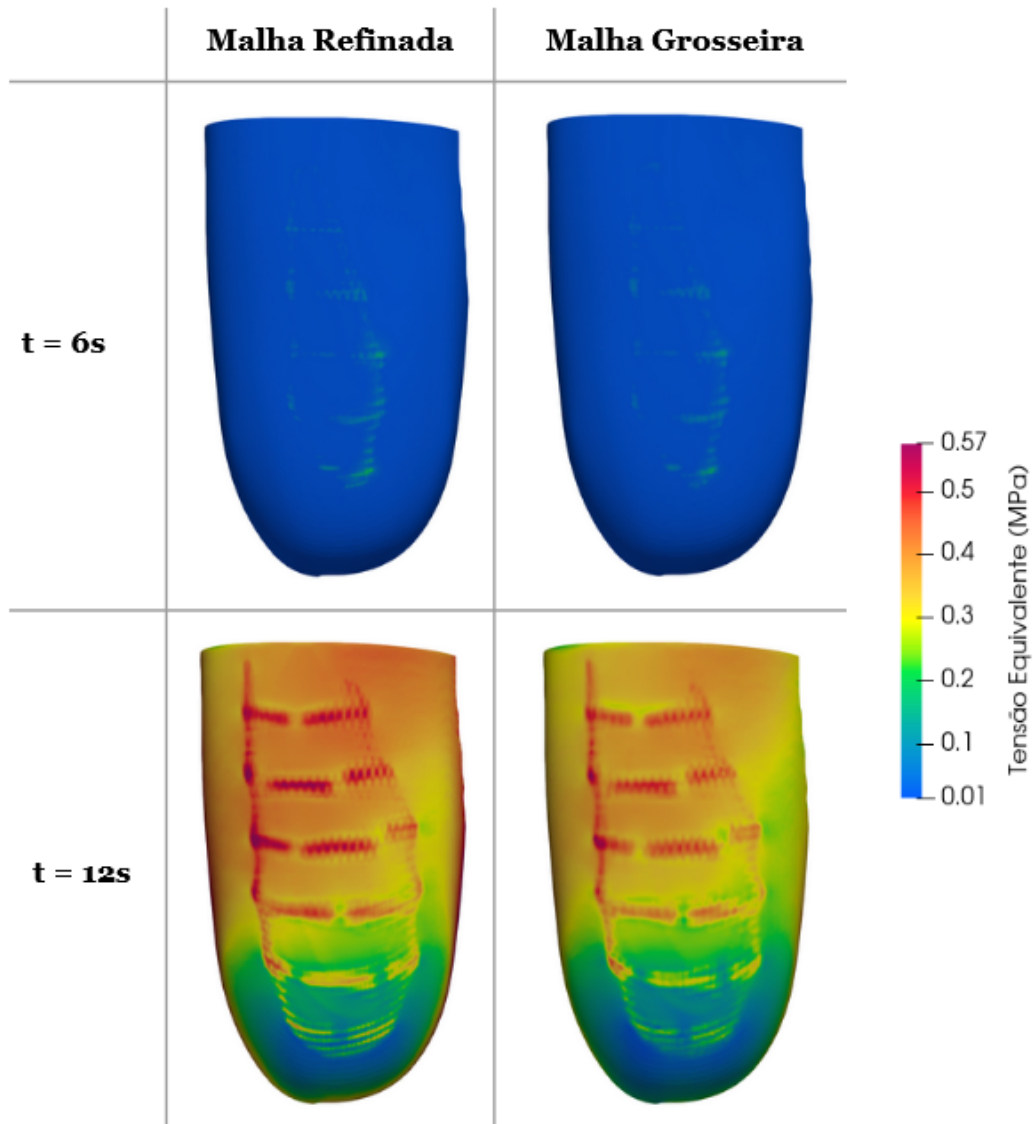


Figura 4.20: Tensões de von Mises para duas malhas da FlotActiv.

utilizador. O objetivo deste estudo foi reduzir a elevada rigidez e resistência a cargas que a versão atual da Grade Convencional oferece e, deste modo, obter uma alternativa que mantenha a topologia característica desta sola, a grade, mas com uma resposta mecânica melhorada no que se refere ao conforto e bem-estar. Pretendeu-se obter um design com uma capacidade de absorção de energia superior, capaz de amortecer os impactos mecânicos a que é submetido de forma mais controlada e distribuir as tensões de forma mais uniforme, resultando numa diminuição das dores e lesões causadas no utilizador. Na simulação numérica do design original da Grade Convencional, foram registadas altas concentrações de tensão numa região de alta rigidez, a grade, visíveis na Figura 5.3. Para diminuir o impacto das zonas de maior concentração de tensões, optou-se por uma solução de conceção baseada na redução da rigidez da grade, por meio da implementação de modificações na geometria atual, com destaque para as zonas que entram em contacto direto com o pé. Como não se pretendia alterar a geometria de forma drástica, então o método proposto foi alterar a espessura

de grade do valor atual de 2.5 mm para o valor de 1.5 mm, conforme apresentado na Figura 4.21. O extenso processo de modificação da espessura da grade e adaptação da mesma à geometria da sola, foi realizado no Blender. Os resultados da alteração numérica foram comparados com os obtidos para as configurações anteriormente apresentadas da FlotActiv e Grade Convencional. Por conseguinte, todas as condições de simulação discutidas no Capítulo 4.1.3 foram novamente aplicadas, de forma a poder realizar uma comparação justa e adequada, sendo a geometria da sola o único fator distinto. Os dados relativos à tensão e deslocamento gerados em todos os modelos, são apresentados e discutidos no Capítulo 5.

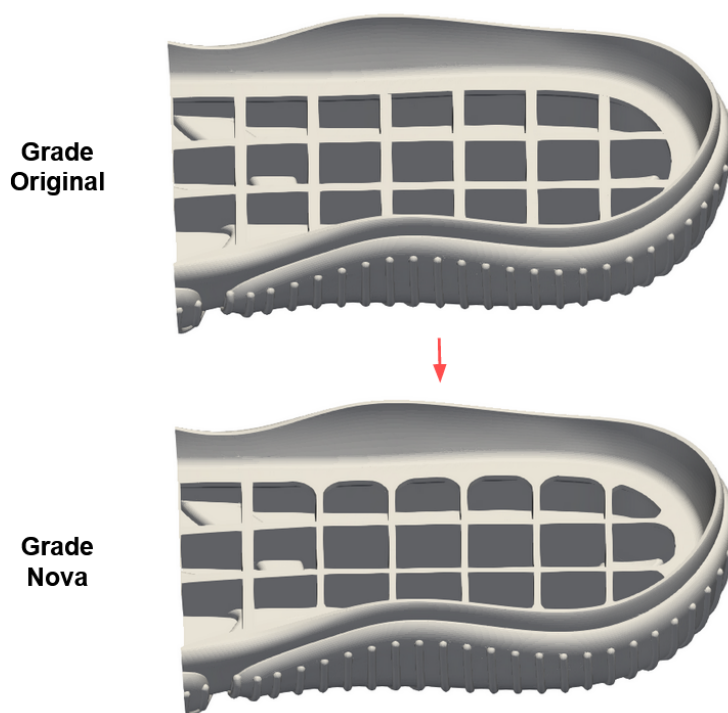


Figura 4.21: Modificação de Grade.

### 4.3 Sola FlotActiv - Design de Amortecedores

Os amortecedores desempenham um papel crucial na absorção de impactos e tensões repetitivas resultantes da locomoção humana, reduzindo o efeito negativo nos pés. Proporcionam um aumento de suporte local, contribuindo para uma experiência mais confortável e agradável para o utilizador. Na versão atual da sola FlotActiv, várias fileiras de amortecedores curvos são utilizados como sistema de amortecimento (Figura 4.22).

Conforme mencionado nos resultados relativos à região do calcanhar da sola FlotActiv (Figura 5.2), a deformação ocorrida pode potencialmente ser considerada excessiva. Uma estrutura demasiado flexível corre o risco de perder a capacidade de absorção e não ser capaz de fornecer um apoio adequado aos pés de um indivíduo. A fim de explorar possíveis melhorias para o amortecedor

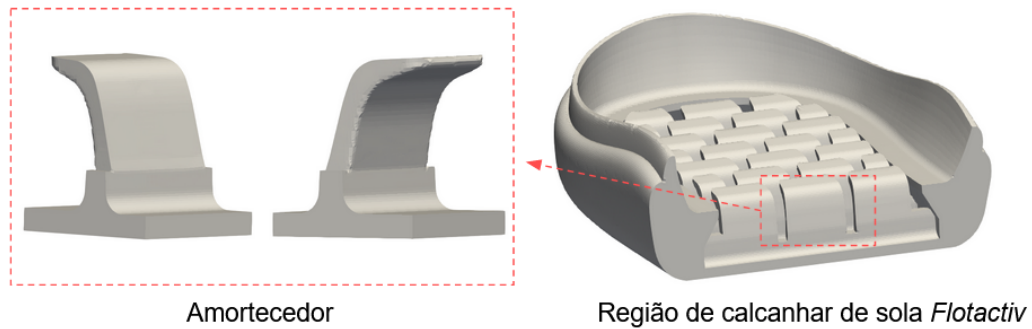


Figura 4.22: Amortecedor curvo da região do calcanhar da versão atual da sola FlotActiv.

atualmente utilizado na sola FlotActiv, foram desenvolvidos uma série de designs. Neste estudo, foram analisadas 18 configurações distintas de amortecedor, as quais resultaram da integração do design inicial do amortecedor com 3 geometrias complementares adicionais, cuja largura e altura foram variadas. Para cada alternativa foi avaliado o desempenho de cada estrutura quando submetida à compressão de forma a determinar se a mesma cumpria adequadamente a função pretendida, e se apresentava melhorias em comparação com a geometria de amortecedor atual. Um dos objetivos pretendidos era estabelecer uma estratégia de design que permitisse regular o comportamento do amortecedor consoante a função específica e uso desejado, através da seleção de uma geometria complementar e variáveis de design, tais como largura e altura. No caso do amortecedor atualmente utilizado, pretendeu-se aumentar a sua rigidez para aproximadamente o dobro, visando diminuir os riscos de uma potencial falha. Em função do exposto, foram exploradas várias conceções para a realização de simulações computacionais, incluindo a adição de nervuras na região frontal e traseira (Figura 4.23), assim como a incorporação de uma proeminência traseira. Portanto, as configurações organizadas foram o resultado da combinação do design inicial do amortecedor com três tipos de geometria complementar: nervura traseira, nervura frontal e bossa traseira, conforme apresentado na Figura 4.23. As propriedades foram mantidas constantes para se avaliar o que se poderia obter com o material atualmente empregado. Estas configurações foram selecionadas tendo em conta alguns aspetos. No caso da nervura traseira, foi um componente adicional utilizado nos amortecedores da região frontal da sola FlotActiv (figura 4.24). A ideia implícita era explorar a possibilidade de melhoria do comportamento, uma vez que estes componentes estão a ser utilizados numa das áreas mais suscetíveis a picos de tensão plantar, o antepé. A inclusão da nervura frontal foi considerada com base no seu design semelhante à nervura traseira, mas com resistência à deformação adicional. Embora o fabrico de nervuras frontais por moldação por injeção seja um processo de maior dificuldade em relação aos outros complementos geométricos avaliados, foi efetuada uma análise com vista a perceber se estes poderiam oferecer vantagens distintas no desempenho mecânico.

O terceiro design surgiu a partir do alargamento da espessura (direção X) (Figura 4.25) da nervura traseira, resultando numa proeminência, que foi denominada por Bossa. Esta configuração foi testada pois existia a preocupação de que a espessura do primeiro design fosse demasiada baixa, principalmente na zona média. Desse modo, optou-se por realizar uma previsão para o caso da

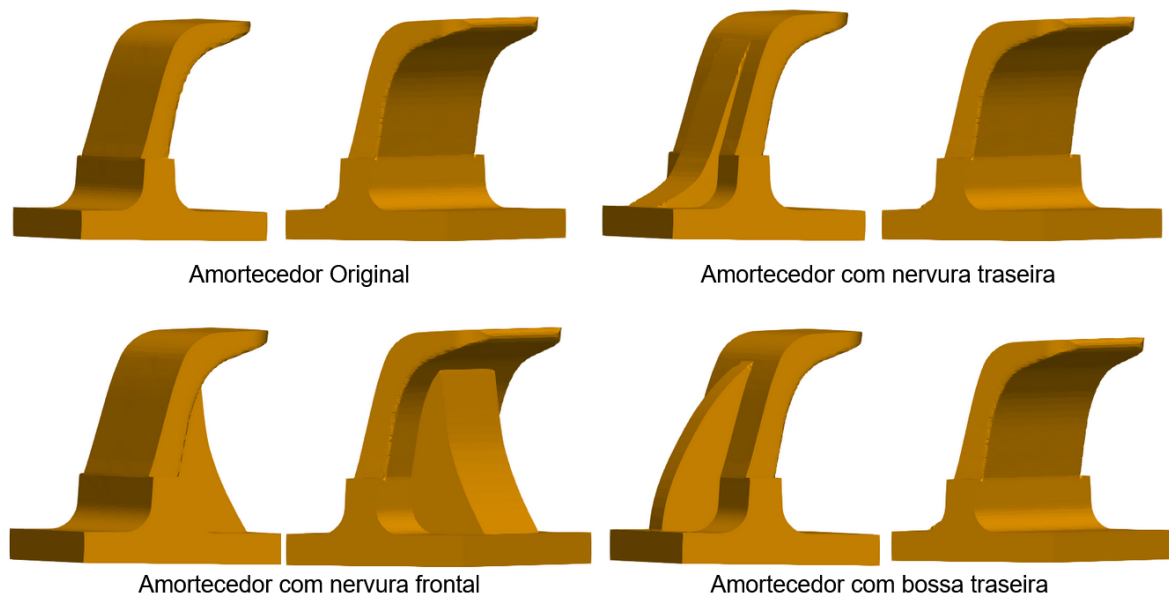


Figura 4.23: Tipos de geometria complementar.

geometria complementar ser significativamente maior. Foram analisadas duas variáveis de design para cada uma das geometrias complementares: largura(direção Y) e altura(direção Z) (Figura 4.25). A cada uma das geometrias foram associados três valores de largura: 2.6 mm, 6.3 mm e 11.1 mm. Ao determinar estes valores, foi considerada a extensão da área coberta por cada amortecedor. À medida que a largura na parte traseira do amortecedor era aumentada, uma porção cada vez maior do amortecedor era abrangida, chegando a ser quase completamente coberta, para uma largura maior (11.1 mm). A outra variável de design incorporada foi a altura da geometria complementar. A altura inicial correspondia à do amortecedor utilizado na região frontal da sola FlotActiv (12.1 mm), enquanto a segunda altura se aproximou do topo do amortecedor (13.6 mm). Nas Tabelas 4.6, 4.7 e 4.8 é apresentada a nomenclatura para os amortecedores. Os nomes atribuídos aos amortecedores referem-se às características associadas. A sigla “FA” é uma abreviatura de FlotActiv. A letra “N” faz referência ao tipo de geometria complementar utilizada, variando de 1 a 3. A ordem de correspondência é: 1 - Nervura traseira, 2 - Nervura frontal e 3 - Bossa traseira. Quando a altura é aumentada, acrescenta-se “.1” ao número original. A letra “E” também varia de 1 a 3 e indica a largura, cujo valor aumenta de forma proporcional com o número. Os amortecedores analisados são apresentados nas Figuras 4.26, 4.27 e 4.28. Sendo escolhido um amortecedor, passaria-se para a fase de alteração do design atual da sola, com substituição dos amortecedores pelo escolhido, e análise do impacto desta. Além disso, no âmbito deste projeto, de forma a avaliar a viabilidade das modificações efetuadas, foi testada a produção de solas e insertos para o molde, por manufatura aditiva.

Assim como no caso da sola FlotActiv, o estudo efetuado consistiu em testar a reação de um amortecedor individual numa situação onde o indivíduo se encontra numa fase de apoio total, submetendo os amortecedores à compressão, um dos principais estímulos mecânicos aos quais

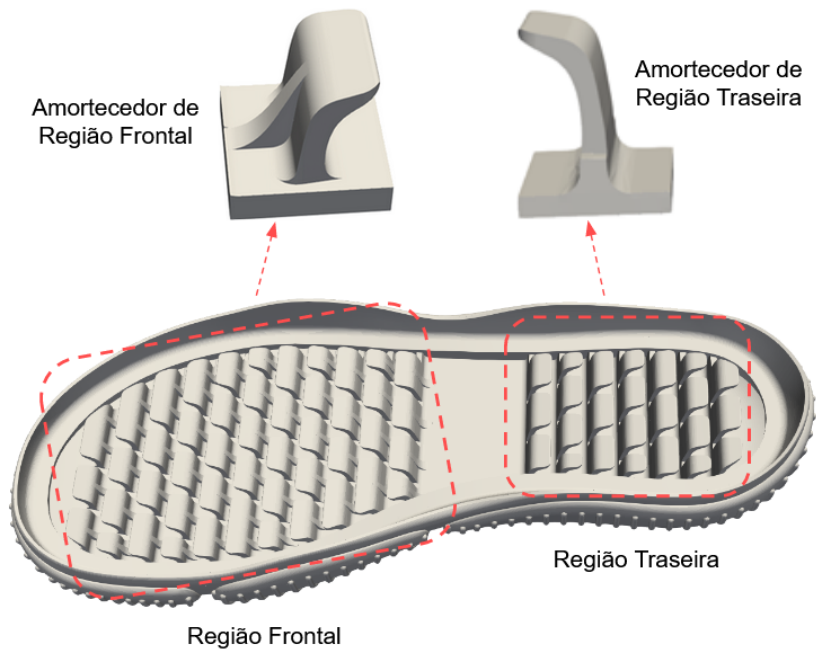


Figura 4.24: Dois tipos de amortecedor utilizados na FlotActiv.

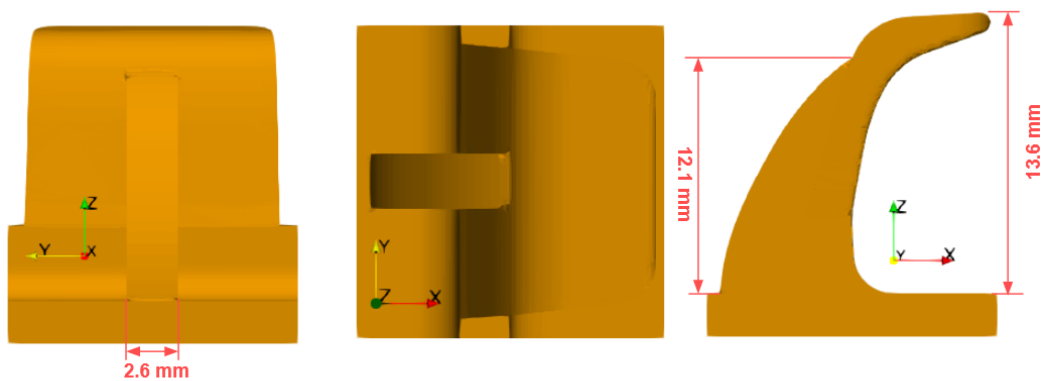


Figura 4.25: Amortecedores e variáveis de design em relação a eixo de referência.

Tabela 4.6: Nomenclatura para Amortecedores de Nervura Traseira.

Amortecedor	Geometria Complementar	Altura	Largura (mm)
FA-N1-E1	Nervura Traseira	Original	2.6
FA-N1-E2	Nervura Traseira	Original	6.3
FA-N1-E3	Nervura Traseira	Original	11.1
FA-N1.1-E1	Nervura Traseira	Topo	2.6
FA-N1.1-E2	Nervura Traseira	Topo	6.3
FA-N1.1-E3	Nervura Traseira	Topo	11.1

estes estão mais suscetíveis na locomoção humana. Cada amortecedor considerado neste estudo foi testado segundo as mesmas condições, assegurando uma comparação adequada e precisa. A

Tabela 4.7: Nomenclatura para Amortecedores de Nervura Frontal.

Amortecedor	Geometria Complementar	Altura	Largura (mm)
FA-N2-E1	Nervura Frontal	Original	2.6
FA-N2-E2	Nervura Frontal	Original	6.3
FA-N2-E3	Nervura Frontal	Original	11.1
FA-N2.1-E1	Nervura Frontal	Topo	2.6
FA-N2.1-E2	Nervura Frontal	Topo	6.3
FA-N2.1-E3	Nervura Frontal	Topo	11.1

Tabela 4.8: Nomenclatura para Amortecedores de Bossa Traseira.

Amortecedor	Geometria Complementar	Altura	Largura (mm)
FA-N3-E1	Bossa Traseira	Original	2.6
FA-N3-E2	Bossa Traseira	Original	6.3
FA-N3-E3	Bossa Traseira	Original	11.1
FA-N3.1-E1	Bossa Traseira	Topo	2.6
FA-N3.1-E2	Bossa Traseira	Topo	6.3
FA-N3.1-E3	Bossa Traseira	Topo	11.1

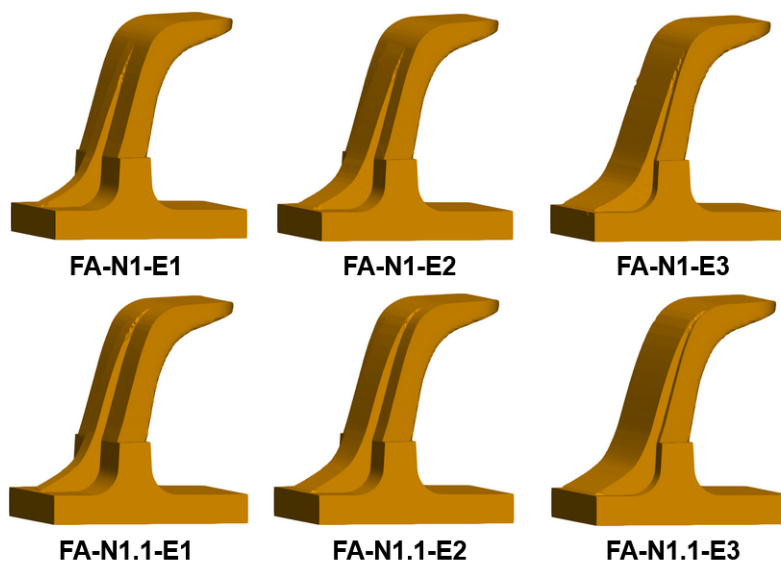


Figura 4.26: Amortecedores com nervura traseira.

simulação consistiu na aplicação de um deslocamento descendente, por meio de uma placa, num amortecedor (Figura 4.31), promovendo a compressão deste último. O amortecedor e a placa foram subdivididos em *patches*, conforme ilustrado nas Figuras 4.29 e 4.30.

A superfície superior da placa foi deslocada verticalmente através de um ciclo de deslocamento em função do tempo. Este consiste num deslocamento de 2 cm na direção descendente ao longo do eixo z, durante um período de 2 segundos, o que corresponde a uma taxa de 0.01 m/s. A



Figura 4.27: Amortecedores com nervura frontal.

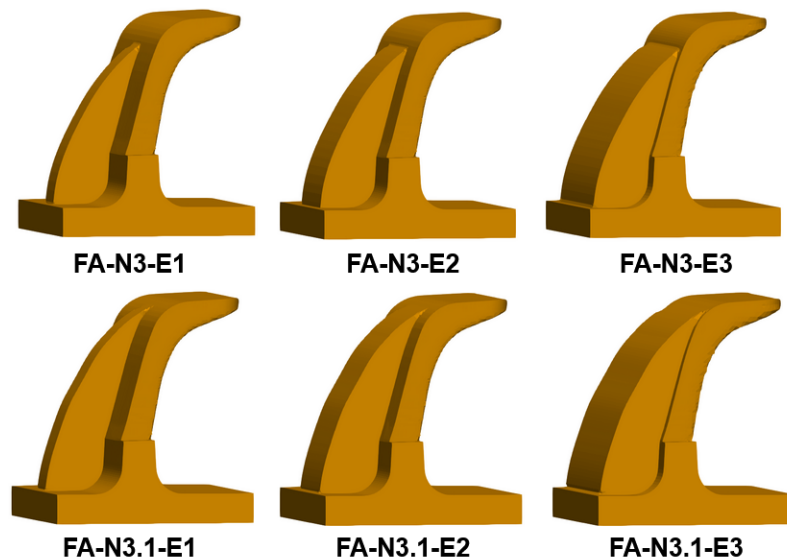


Figura 4.28: Amortecedores com bossa traseira.

interação entre a placa e o amortecedor incluiu contacto, o qual foi modelado. Uma superfície de contacto entre a superfície inferior da placa e a superfície superior do amortecedor foi estabelecida. A parte inferior da placa foi definida como uma superfície `master` rígida, enquanto a parte superior do amortecedor foi modelada como um sólido deformável, cuja superfície foi considerada `slave`. Em relação à condição de contacto, os fatores de relaxação e penalidade utilizados foram de 0.02 e 1, respetivamente. Foi especificado um contacto entre estas duas superfícies sem atrito, ou seja, a fricção entre os corpos foi considerada desprezável, tal como nas simulações da sola FlotActiv. A base do amortecedor foi considerada fixa, e nos restantes `patches`, paredes laterais da placa e dos amortecedores e região frontal do amortecedor, foi aplicada uma condição de tração nula, ou seja, nenhuma força externa foi exercida nestas zonas. Para a simulação, no que se refere a parâmetros relativos ao controlo do tempo e solução, o passo no tempo utilizado foi de  $\Delta t = 0.01$  s e os fatores



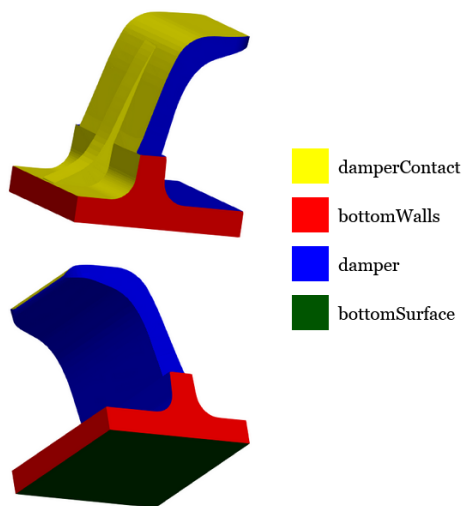


Figura 4.29: Patches para o amortecedor.

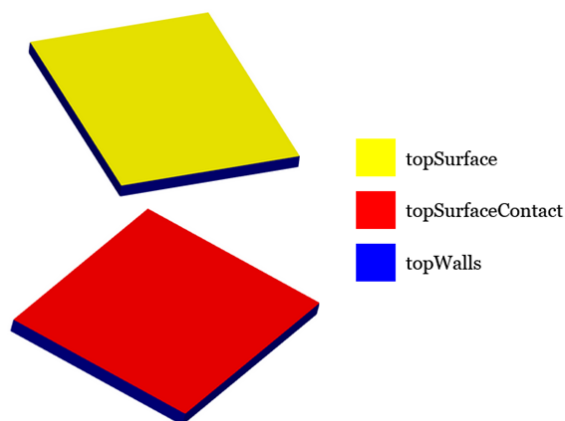


Figura 4.30: Patches para a placa superior.

de relaxação para os campos e equações foram de 0.70 e 0.99, respectivamente. As tolerâncias de solução e material aplicadas foram de  $1 \times 10^{-4}$ . Na Figura 4.31, é apresentada uma representação esquemática das condições de fronteira atribuídas.

A geração da malha computacional foi realizada utilizando novamente o software de criação de malhas cfMesh. Foi escolhida uma configuração de malha geral para todos os amortecedores capaz de representar a sua superfície e detalhes sem tornar a simulação computacionalmente cara/custosa. Em concordância com a modelação imposta na análise da FlotActiv, optou-se pela escolha por um modelo constitutivo linear elástico e uma formulação matemática condizente com deformações infinitesimais, sendo o solver do solids4foam utilizado para resolver este modelo numérico denominado de `linearGeometryTotalDisplacement`. Em relação às propriedades mecânicas do material que compõe o amortecedor, mantiveram-se as mesmas, com módulo de elasticidade de 1.98 MPa, obtido a partir de ensaios de tração, massa específica de 980 kg/m<sup>3</sup> e coeficiente de Poisson de 0.48. Para se poder quantificar os efeitos da largura e altura dos componentes adicionados no desempenho mecânico dos amortecedores, foi estudado o comportamento mecânico, nomeadamente



Figura 4.31: Condições de fronteira.

da distribuição de tensões e deslocamento, seguindo o raciocínio dos estudos anteriores. No Capítulo 5.4, são apresentados e discutidos os resultados obtidos.

#### 4.4 Comportamento à Flexão - Sola Helena

Nesta secção, é apresentado um caso de estudo relativo à Sola Helena, apresentada na Figura 4.32, fornecida pela empresa Atlanta. O objetivo deste estudo foi efetuar uma avaliação quantitativa da sua resistência quando sujeita a flexão, o que foi alcançado através da previsão do comportamento mecânico por simulação computacional, nomeadamente da distribuição e picos de tensão ao longo da sola. É de grande utilidade estudar a flexão e o seu efeito no desempenho mecânico da sola, pois ajuda a verificar quais as zonas de maior fragilidade das solas.

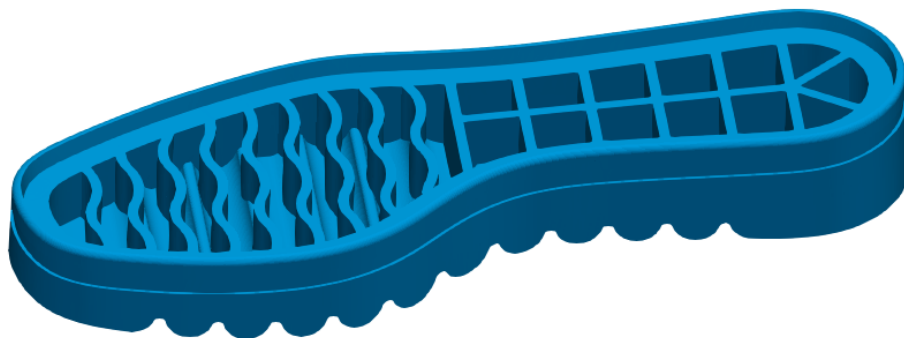


Figura 4.32: Geometria da Sola Helena.

O estudo visa replicar um ensaio experimental denominado **Bennewart**, o qual é empregue na indústria do calçado para caracterizar a durabilidade de solas, compostas por materiais elastoméricos, e estimar o seu tempo de vida útil com relação à fadiga. Consiste em aplicar cargas cíclicas, a

uma determinada frequência e ângulo, na sola, as quais provocam a flexão desta. A forma como a resistência à flexão do corpo é quantificada, depende se é efetuado um/múltiplos cortes, paralelos à linha de flexão da sola, ou nenhum, antes do início do ensaio, conforme apresentado na Figura 4.33. Os cortes são realizados em pontos que se julgam ser mais sujeitos a tensões mecânicas [109]. Se os cortes forem efetuados, então o crescimento deste/destes é medido. Caso contrário, são registados o número e gravidade das fissuras que se formam na sola durante o ensaio [110].

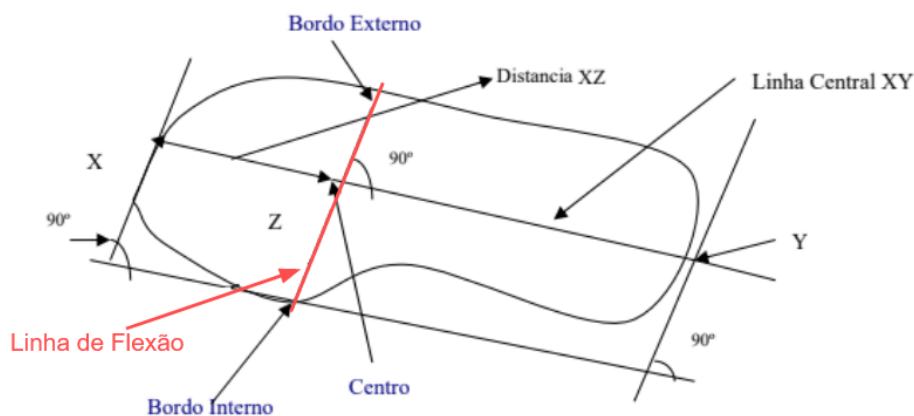


Figura 4.33: Localização da Linha de Flexão.

Neste teste, as duas extremidades da sola são fixadas por garras, de modo que a linha de flexão esteja alinhada ao eixo de um mandril, ao redor do qual as amostras são fletidas, conforme ilustrado na Figura 4.34. No documento fornecido pela empresa Atlanta, a amostra é fletida a uma frequência de 125 a 150 ciclos por minuto, na direção de um ângulo de  $90^\circ$  sobre o eixo do mandril, totalizando 30000 ciclos. Através de testes preliminares, rapidamente se entendeu que a simulação do ensaio nas condições descritas seria impraticável no solids4foam. Não só o número de ciclos, como medir ou registar fissuras ocorridas. Além disso, simular uma sola inteira seria uma tarefa computacionalmente dispendiosa. Ao invés de replicar o teste de flexão **Bennewart**, o desempenho mecânico da sola fornecida foi investigado numericamente através de um modelo tridimensional geométrico de uma secção da sola exterior Helena, sujeita a flexão de  $90^\circ$  a uma velocidade moderada. Em concordância com informação fornecida pela empresa, foi atribuído um valor de 77 mm à distância XZ, observada na Figura 4.33. A aplicação aqui considerada envolveu localizar e analisar os picos de tensão na sola. Para esse fim, foram aferidas as distribuições do deslocamento e tensão de von Mises.

Neste estudo, não foram empregues métodos de caracterização abrangentes para a identificação de parâmetros de material necessários para uma lei constitutiva visco-hiperelástica, sendo que nenhuma curva de tensão-deformação foi gerada. Numa fase inicial, efetuaram-se simulações com comportamento do material definido como linear e Hookeano. Verificou-se um desempenho invulgar, com um aumento excessivo e irrealista do volume a ser previsto. Por esta razão, decidiu-se optar pela seleção de um comportamento material não linear. De forma a simplificar, pressupôs-se que o

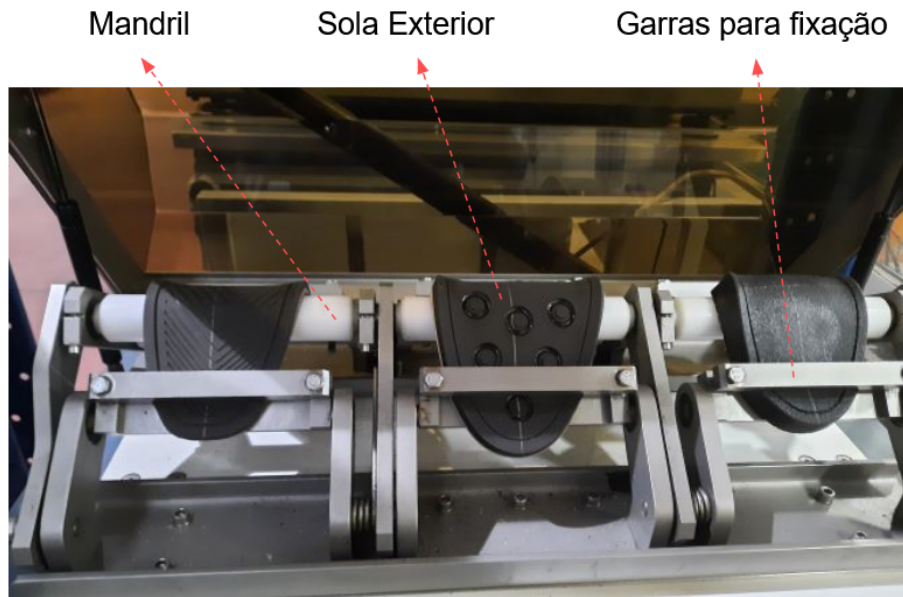


Figura 4.34: Execução de Ensaio Bennewart.

material da Sola Helena, um tipo de polímero com baixa rigidez, possuía propriedades aplicáveis à descrição de um material hiperelástico semelhante a uma borracha submetida a grandes deformações. Este tipo de comportamento com propriedades elásticas não lineares pode ser caracterizado pela lei Neo-Hookeana, discutida no Capítulo 3. Os valores das propriedades materiais da sola, referentes a uma borracha termoplástica, foram obtidos a partir da literatura [111] e são ilustrados na Tabela 4.9.

Tabela 4.9: Propriedades Mecânicas utilizadas para Sola Helena.

Massa Específica ( $kg/m^3$ )	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson (-)
870	50.73	0.3

Neste caso, a partir do solids4foam, foi possível utilizar uma formulação matemática que incorpora as propriedades geométricas e materiais não lineares envolvidas na simulação, tais como o contacto entre corpos, assim como materiais com comportamento não-linear e geometria com deformação finita. Esta abordagem mais complexa permitiu representar de forma mais fiável e próxima as condições reais. A modelação utilizada neste processo, foi baseada em diversas simulações que envolveram o teste e análise de vários fatores, tais como condições de fronteira, formulação matemática, esquemas de interpolação, número de ciclos, entre outros. Após várias tentativas, foi definida uma configuração estável que se acreditava representar adequadamente o desejado teste de flexão. Por limitações de tempo computacional, foi apenas modelada uma única secção da sola, conforme apresentado na Figura 4.35.

Para a representação adequada da complexidade topológica da sola Helena, uma malha com refinamento mínimo exigiu aproximadamente 1 milhão de células. Verificou-se durante testes efetuados que os tempos de computação eram consideravelmente longos. Em comparação, as



Figura 4.35: Secção da Sola Helena modelada.

malhas dos casos FlotActiv e Grade Convencional possuem um número de células mais elevado, mas a duração do caso da Sola Helena foi significativamente maior, devido à complexidade da modelação matemática utilizada neste estudo. O ficheiro em formato STL contendo o modelo tridimensional da sola, foi importado para o Blender de modo a se efetuar a divisão do mesmo em **patches** e, assim, tornar possível a aplicação de condições de fronteira. Os **patches** são apresentados na Figura 4.36. A flexão da secção da Sola Helena foi induzida por meio de um movimento rotativo de  $90^\circ$ , em torno de um eixo de rotação representativo do mandril, aplicado a uma placa devidamente alinhada e posicionada de forma a estar prestes a estabelecer contacto com a sola. A simulação do ensaio foi efetuada para apenas um ciclo de flexão.

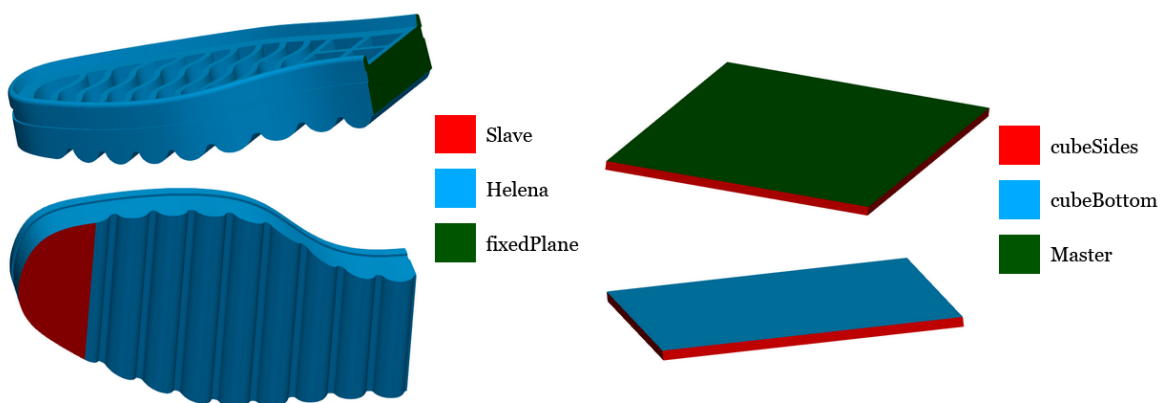


Figura 4.36: Patches para secção de Sola Helena utilizada.

A flexão de  $90^\circ$  efetuada assumiu-se que ocorreria num intervalo de 2 segundos. A placa foi colocada numa posição diagonal e paralela à superfície inferior da região dianteira da sola (Figura 4.36). A interação entre a placa e a sola foi definida com uma condição de contacto sem atrito, sendo utilizado um fator de penalidade e relaxação de 0.7 e 0.05, respetivamente. A superfície superior da placa foi selecionada como **master** (indicada em cor verde na Figura 4.36). A região oposta à placa, ou seja, a parte da frente da superfície inferior da sola foi escolhida como superfície **slave** (indicada em cor vermelha na Figura 4.36). Além disso, todas as estruturas de contacto foram modeladas como sólidos deformáveis, com propriedades mecânicas correspondentes. O **patch fixedPlane** foi considerado fixo e restringido em todas as direções durante a análise. As condições de fronteira utilizadas na simulação, são apresentadas na Figura 4.37. Para assegurar a estabilidade da simulação, no que se refere a parâmetros relativos ao controlo do tempo e solução, o passo no tempo utilizado foi de  $\Delta t = 0.001$  s e os fatores de relaxação para os campos e equações foram de 0.70 e 0.999,

respetivamente. As tolerâncias de solução e material aplicadas foram de  $1 \times 10^{-4}$ . Com a modelação estabelecida, os valores da tensão e deslocamento ao longo da Sola Helena sujeita a flexão, foram obtidos. Os resultados obtidos são apresentados e discutidos no Capítulo 5.5.

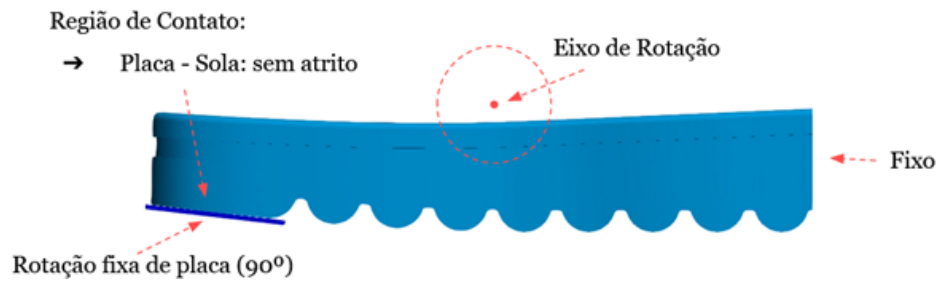


Figura 4.37: Condições de fronteira para secção de Sola Helena utilizada.

---

# CAPÍTULO **5** Apresentação e Discussão de Resultados

## **5.1 Introdução**

Neste capítulo, são apresentados e discutidos os resultados computacionais obtidos a partir da simulação dos casos de estudo abordados no capítulo 4. O procedimento de análise e comparação seguido nos casos de estudo teve por base os dados gerados no pós-processamento através de código e o software de visualização, Paraview. Neste último, geraram-se diagramas da distribuição de tensões de von Mises, bem como dos deslocamentos e deformações provocados nos corpos analisados. Através de rotinas escritas em Python, foram criados dados adicionais relacionados com a interação entre componentes, nomeadamente curvas de carga/força de impacto em função do tempo e deslocamento. Os resultados simulados foram empregues como meio de quantificação do efeito de diferentes estruturas geométricas no desempenho do sistema de amortecimento, absorção de impactos, distribuição de tensões, rigidez e conforto proporcionado. Estes dados foram utilizados não apenas na análise das configurações atuais, como na avaliação de novas estruturas de suporte e exploração de modificações adicionais.

## **5.2 Comparação das Solas FlotActiv e Grade Convencional**

A resposta mecânica de duas estruturas de apoio à compressão, mais propriamente da região do calcanhar das solas FlotActiv e Grade Convencional, por parte de uma força vertical que atinge os 400 N foi prevista numericamente e alvo de análise e comparação. A presente abordagem de modelação baseiou-se na avaliação das diferentes configurações de sola numa fase de apoio em que maior parte da superfície do pé entra em contacto com a sola e envolve o calcanhar e a palmilha. Nesta secção, são apresentados e discutidos os resultados computacionais obtidos, nomeadamente a distribuição plantar de tensões de von Mises ao longo do calcanhar e deslocamentos e deformações provocados nos corpos analisados, assim como gráficos da força vertical em função do deslocamento. Estes dados foram utilizados na avaliação do impacto das duas abordagens de design utilizadas para as solas FlotActiv e Grade Convencional no comportamento mecânico.

### 5.2.1 Resultados

A partir dos gráficos obtidos (Figura 5.1), que representam a evolução da força vertical ao longo do eixo z em função do deslocamento, verificou-se que a Grade Convencional mostrou-se consideravelmente mais rígida do que a sola FlotActiv, exigindo uma força significativamente maior para a obtenção de uma mesma compressão da região do calcanhar da sola. Quando a força  $F_z$  foi a mesma, por exemplo, 200 N, o deslocamento verificado para a sola FlotActiv foi claramente maior entre os dois.

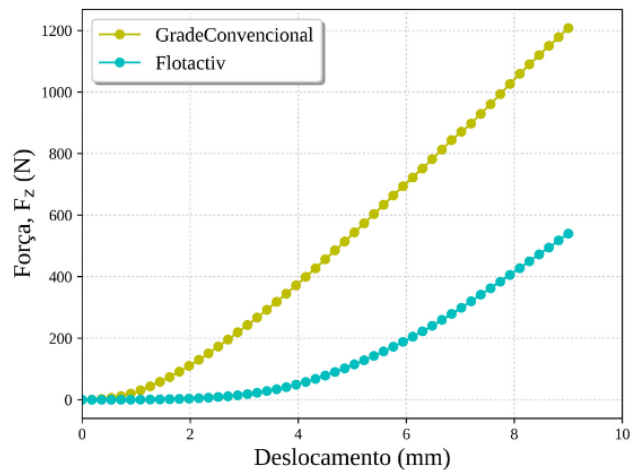


Figura 5.1: Força em função do deslocamento para as duas solas.

No que se refere à distribuição de deslocamentos, na Figura 5.2 são expostos os resultados para um instante em que a força de impacto aplicada em ambas as solas é a mesma, 400 N. Os resultados da simulação mostram que a sola FlotActiv sofreu deslocamentos superiores sob a mesma carga, com o pé a mover-se 7.86 mm na direção descendente z. No caso da Grade, esta atingiu os 400N com deslocamentos visivelmente menores, sendo que o pé desceu 4.84 mm na direção z em relação à sua posição original. Os valores de deslocamentos mencionados correspondem à escala visível, que foi utilizada para descortinar o deslocamento verdadeiro. Os deslocamentos totais registados no Paraview foram maiores e eram relativos aos amortecedores, com o máximo a ser de 14.8 mm. É relevante lembrar que o contacto entre amortecedores não foi modelado, o que significa que, quando os amortecedores se deformavam o suficiente para estabelecer contacto, atravessavam-se e não interagem entre si, resultando em deslocamentos excessivamente altos. Conforme foi mencionado anteriormente, a razão para esta escolha prendeu-se com a redução do tempo e recursos computacionais utilizados.

A distribuição das tensões de von Mises (tensão equivalente) na superfície inferior do pé, é apresentada na Figura 5.3 para ambas as solas, onde se observa como as tensões se distribuem ao longo do pé, assim como os picos que ocorrem no mesmo. Os picos de tensão registados foram idênticos para as duas solas, com o valor mais elevado a ser de 0.81 MPa. Uma análise das tensões principais na direção Z,  $\sigma_{ZZ}$ , que se referem às tensões ao longo do eixo vertical Z, é apresentada na



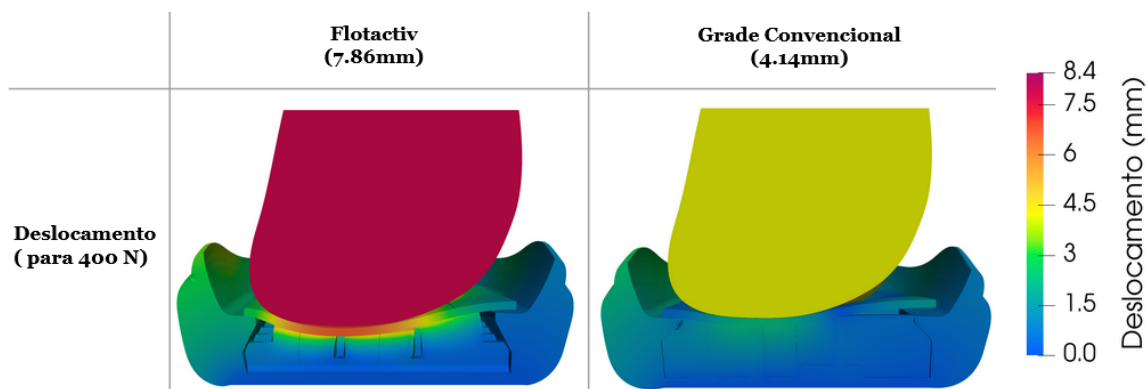


Figura 5.2: Deslocamento para 400 N das duas solas.

Figura 5.4, e confirma a semelhança dos valores. Os maiores picos de tensão foram previstos acima da região correspondente ao calcâneo, com destaque para as zonas de contacto entre o calcanhar e as tipologias de ambas as solas, grade e amortecedor, cujo formato é visível na superfície plantar. As marcas da estrutura da grade foram mais pronunciadas que as provocadas pelos amortecedores, apontando para uma maior concentração de tensões.

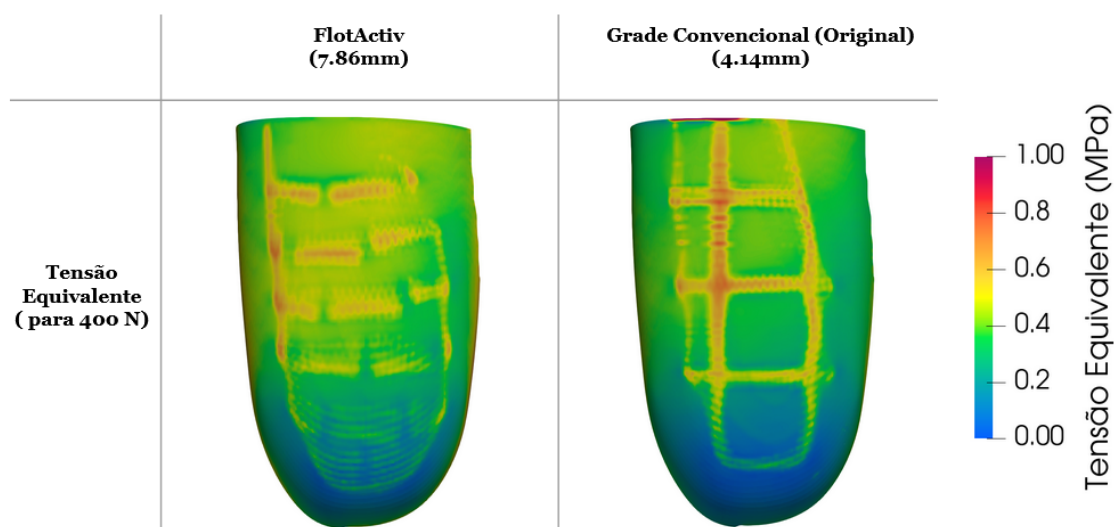


Figura 5.3: Tensões de von Mises para 400N das duas solas.

### 5.2.2 Discussão de Resultados

Os resultados de deslocamentos demonstraram que a topologia de grade é a mais rígida de ambas as estruturas, exigindo forças consideravelmente superiores para o mesmo deslocamento. Ou seja, a estrutura em forma de grade resistiu mais às cargas aplicadas, o que reduziu as deformações. Em contrapartida, a tipologia de amortecedor utilizada pela sola FlotActiv mostrou-se mais débil, acomodando-se aos movimentos do calcanhar e às cargas aplicadas pelo utilizador de forma gradual

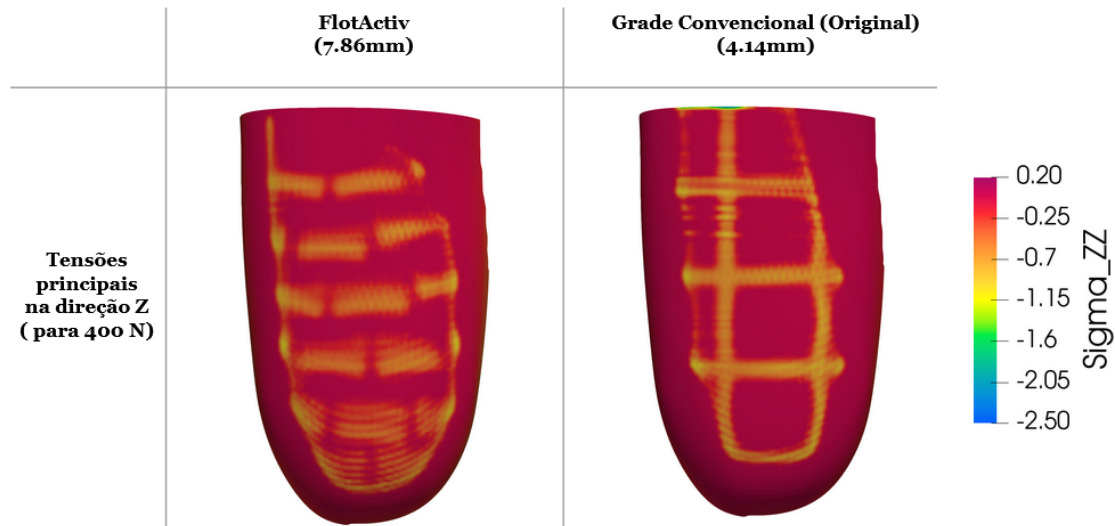


Figura 5.4: Distribuição de tensões  $\sigma_{ZZ}$  para as duas solas.

e mostrando-se mais adequada para a absorção da energia de impacto. Estas diferenças estão relacionadas com a maior propensão do amortecedor para a flexão em comparação com a grade. A distribuição de tensões principais na direção Z, observada na Figura 5.4, é semelhante para as duas solas, conforme esperado, visto que a força de referência de 400 N é aplicada em ambas. Contudo, a vantagem oferecida pela FlotActiv é o facto do aumento das tensões ser mais gradual, enquanto na Grade oferece um aumento mais abrupto das tensões, o que se refletiria num maior desconforto. Deste ponto de vista, a sola FlotActiv seria uma escolha mais confortável para o utilizador. Mas se por um lado, o aumento da rigidez pode aumentar os picos de tensão devido à falta de deformação suficiente e à alta resistência oferecida aos movimentos do pé, por outro, uma estrutura demasiado deformável não é capaz de fornecer um apoio adequado aos pés de uma pessoa, pois a mesma pode colapsar. Na simulação efetuada, a deformação causada na sola FlotActiv pode ser considerada excessiva. O deslocamento máximo, ocorrido nos amortecedores, chegou a 14.8 mm. É possível inferir que as deformações sucessivas da sola, devido aos movimentos repetitivos próprios da locomoção humana, poderiam resultar num desgaste mais acelerado e, conseqüentemente, uma falha mais rápida destes. Portanto, uma possível abordagem para melhoria do design atual da FlotActiv seria aumentar a sua rigidez global, através da substituição dos componentes de amortecimento atualmente utilizados por um homólogo mais resistente a cargas mecânicas. Conforme observados nas Figuras 5.3 e 5.4, durante a fase de apoio total, as tensões previstas, de von Mises e ao longo do eixo vertical, mostraram-se elevadas em locais acima da região correspondente ao calcâneo. Para esclarecer, o calcâneo é um dos ossos do calcanhar (osso calcâneo, parte inferior da tibia e do fíbula, e parte posterior do talo e do cubóide) localizado na parte posterior do pé, conforme é ilustrado na Figura 5.5. Em Cheung et al. [9], os resultados computacionais obtidos durante a fase de apoio total apontaram que um dos locais de maior concentração de tensões foi o calcanhar, com especial destaque para a região correspondente ao calcâneo e zonas circundantes. Estas observações foram confirmadas por

outros estudos [7, 11, 13, 14]. Isto faz sentido dado que é uma área fundamental para a estabilidade do ser humano, atuando como suporte para uma parte significativa do peso corporal, cerca de 50-60 % [112]. Devido à topologia irregular do pé, a região abaixo do calcâneo, o calcanhar, é uma das zonas que contacta inicialmente com o solo, desse modo, é exposto a um impacto inicial, que resulta numa maior aplicação de forças nessa área e, conseqüentemente, maiores tensões [112]. Embora sejam observadas tensões também na região correspondente aos tecidos moles abaixo do calcâneo, é principalmente acima deste que se registam as maiores. A diferença de resultados deverá ser atribuída a duas razões: em primeiro lugar, o facto de apenas o calcanhar ter sido alvo de estudo, sendo que o pé inteiro não foi abrangido. Em segundo lugar, a morfologia real do calcanhar não foi considerada.



Figura 5.5: Secção investigada e localização de Calcâneo.

Na Figura 5.3, observa-se que os picos de tensão foram mais prevalentes nas zonas de contacto entre o calcanhar e as tipologias de ambas as solas, grade e amortecedor. Os resultados indicaram que o formato da geometria da sola é visível na superfície inferior do pé. Para o caso da Grade Convencional, verificaram-se marcas consideravelmente mais pronunciadas na região superior do calcanhar, o que é evidenciado pelo facto do formato da estrutura da grade ser claramente visível, ainda mais que os amortecedores. Em teoria, a concentração de tensões observada iria provocar um grau mais elevado de desconforto. Em comparação com a Grade Convencional, a sola FlotActiv resultou numa distribuição de tensões mais favorável. Observa-se uma maior dispersão destas nas zonas de pico de tensão, enquanto na Grade Convencional, essas áreas são caracterizadas por uma maior concentração, conforme foi mencionado. Assim, os amortecedores da FlotActiv foram capazes de distribuir as tensões de forma mais eficaz ao longo de uma maior área. Desta forma, o resultado da distribuição de tensões foi consistente com as curvas de força em função do deslocamento. A maior propensão da tipologia dos amortecedores para a deformação e deslocamento foi responsável por um aumento significativo da área de contacto entre o calcanhar e a sola FlotActiv, que, por sua vez, provocou uma distribuição de tensões mais uniforme. Os resultados obtidos comprovaram a relação íntima existente entre a rigidez e a distribuição de tensões plantares. Deste modo, a rigidez tem grande influência no desempenho mecânico da estrutura de apoio ao pé. Visto que a rigidez da estrutura de suporte é sensível ao tipo de geometria implementada, como foi provado, o ajuste e alterações nesta

pode ter um efeito significativo no desempenho mecânico e efeito ortopédico de uma sola e do calçado como um todo [113]. A menor rigidez da geometria manifestou-se como uma característica promotora de um desempenho melhorado do calçado, principalmente em termos de conforto proporcionado. Tendo isto em consideração, uma potencial abordagem de design que não implicaria uma alteração drástica e demorada da geometria da Grade Convencional, seria a diminuição da espessura da sua grade característica. É importante lembrar as conclusões retiradas em Dong et al. [13], mencionado no estado de arte, as quais, embora relativas a estruturas em treliça, podem servir como orientação para a implementação de alterações na Grade Convencional. Neste estudo, a estrutura em treliça de tipologia grade tinha demonstrado um comportamento mais rígido, dando origem a uma maior concentração dos picos de pressão plantar (PPP), enquanto a tipologia diamante, menos rígida e mais deformável, foi vista como a mais confortável, com menores PPP e melhor distribuição global. Em teoria, a redução da alta rigidez e resistência a cargas atualmente oferecida pela Grade Convencional, potencialmente resultaria numa resposta mais cômoda e confortável para o pé do utilizador.

### **5.2.3 Conclusão**

As simulações numéricas implementadas foram de grande utilidade na investigação do amortecimento promovido pelas estruturas analisadas, assim como para perceber o papel de diversos fatores. Através dos resultados da resposta mecânica apresentados, foi possível compreender a influência da geometria nas propriedades das solas, nomeadamente na capacidade de alívio e redistribuição de tensões. Para uma formulação linear, a robustez do `solver` utilizado e da modelação numérica correspondente foi evidenciada pela capacidade de reproduzir os fenómenos físicos investigados. Concluiu-se que, sob as mesmas condições de carga, uma geometria mais deformável e com capacidade de absorção de energia maior, como a dos amortecedores utilizados na sola FlotActiv, pode ajudar a promover uma redistribuição das tensões plantares mais uniformizada em comparação com uma geometria mais rígida, que exhibe maior tendência para a concentração destas. A justificação para esses resultados residiu no aumento da área de contacto que aconteceu entre o pé e a sola. Desse modo, a quantidade de picos de tensão foi reduzida, resultando numa maior sensação de conforto e menor probabilidade de ocorrência de dores e lesões. Também se apurou que existia margem de manobra para melhorar as propriedades mecânicas das duas solas. Nos casos de estudo subsequentes foram investigados novos sistemas de amortecimento para as duas solas, com o objetivo de melhorar o desempenho mecânico.

## **5.3 Grade Convencional - Revisão de Design**

Tendo como objetivo promover melhorias nas conceções atuais, após a verificação e avaliação do desempenho da estrutura de suporte da Grade Convencional, foram realizadas modificações na sua tipologia característica, a grade, com o intuito de melhorar o conforto proporcionado. A alteração

levada a cabo consistiu na redução da espessura da grade de 2.5 mm para 1.5 mm. Procedeu-se a uma análise do impacto das modificações no desempenho mecânico. De forma a realizar uma análise comparativa adequada e justa, a simulação consistiu na previsão da resposta mecânica à compressão numa fase de apoio total em que a força vertical aplicada atinge os 400 N e com a incorporação do calcanhar e a palmilha, tal e qual as solas FlotActiv e Grade Convencional. Foram gerados resultados similares aos discutidos na secção anterior de forma a avaliar o impacto da modificação imposta.

### 5.3.1 Resultados

Na Figura 5.6 são comparados os resultados de força em função do deslocamento obtidos para as três solas, FlotActiv e as duas versões da Grade Convencional. Nestes pode verificar-se que a rigidez da nova Grade Convencional, com 1.5mm de espessura, se encontra num nível intermédio entre a sola mais rígida, a Grade Convencional, e a sola menos rígida, a sola FlotActiv. Quando a força aplicada foi a mesma, 400 N, o deslocamento obtido para a nova versão da Grade Convencional continuou a ser menor que os valores verificados para a sola FlotActiv, ou seja, foi oferecida maior resistência. Os resultados são confirmados pela Figura 5.7, em que é ilustrado o deslocamento para um instante em que a força de impacto aplicada em ambos é a mesma, 400 N.

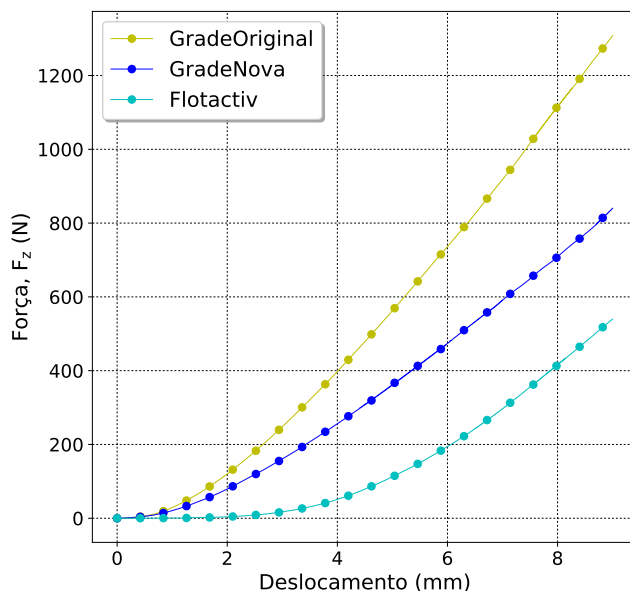


Figura 5.6: Força em função do deslocamento para as três solas analisadas.

Na Figura 5.8 verifica-se que as tensões geradas na nova grade convencional são substancialmente maiores. A concentração de tensões ao longo da sola é ainda mais evidente e a marca da grade no pé mais acentuada. Os resultados de concentração de tensão, são confirmados pela previsão de tensões ao longo do eixo vertical  $z$   $\sigma_{ZZ}$  na Figura 5.9. Na Figura 5.8, observa-se um

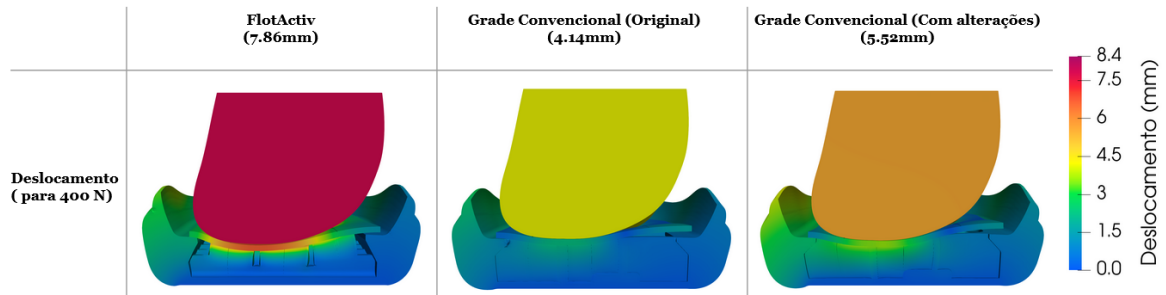


Figura 5.7: Distribuição de deslocamento à 400 N para as três solas.

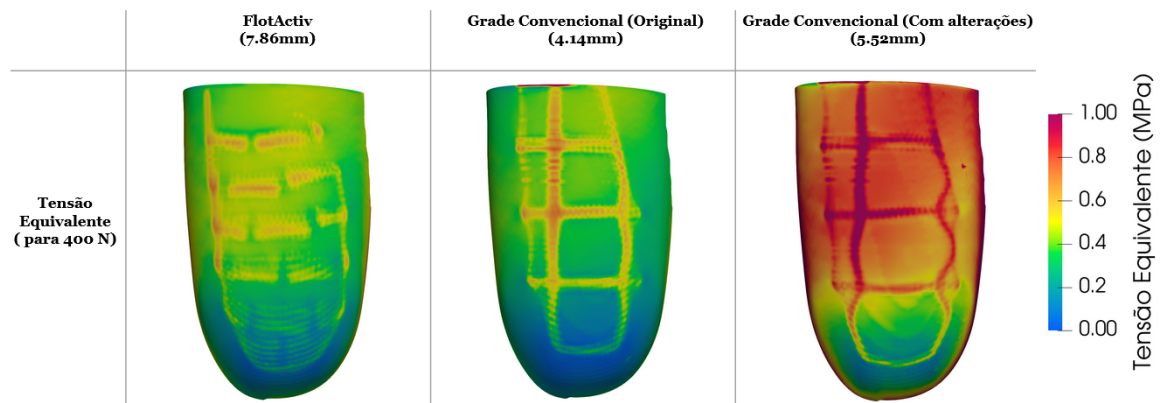


Figura 5.8: Tensões de von Mises para  $F_z = 400$  N nas três solas.

contorno curvilíneo da grade marcada no calcanhar, indicando que esta perdeu a sua forma retilínea. Este tipo de deformação aponta para um colapso da estrutura face às forças aplicadas.



Figura 5.9: Tensões de von Mises para 400N nas três solas.

### **5.3.2 Discussão de Resultados**

Os valores de deslocamento obtidos confirmaram que a abordagem de diminuição da espessura tomada para a tipologia característica da Grade Convencional, a grade, foi bem sucedida no cumprimento do objetivo definido, a redução da rigidez. Contudo, a nova versão da Grade Convencional não foi capaz de alcançar o grau de deformabilidade da FlotActiv, sendo que esta continua a registar os maiores deslocamentos. Isto deve-se à menor propensão da tipologia de grade para se deformar gradualmente quando sujeita a esforços de compressão em relação aos amortecedores da sola FlotActiv. O facto de a carga de referência ser atingida para um deslocamento também aponta para uma menor rigidez. Dessa forma, os impactos causados não seriam tão súbitos, devido à capacidade acrescida de as prolongar durante mais tempo. Deste modo, ao amortecer as forças impostas, os riscos de aparecimento de dores e lesões seriam diminuídos. No entanto, a previsão de tensões contrariou as suposições de comportamento melhorado referidas em relação ao deslocamento. Todos os problemas anteriormente apontados à Grade Convencional foram agravados.

A concentração de tensões tornou-se ainda mais evidente, resultando numa marca da grade mais acentuada na superfície plantar do calcanhar. Esta distribuição resultaria num maior desconforto para o utilizador. A justificação para as tensões parece estar diretamente relacionada com a diminuição da área de contacto, ou seja, uma superfície de exposição menos larga para distribuição de cargas. Por esse motivo, ainda que menos rígida devido à menor espessura, a tipologia de grade não tem a mesma capacidade para absorção de cargas que o amortecedor. Para além da redução da rigidez, a modificação da espessura traduziu-se numa aparente incapacidade da nova grade em suportar as cargas exercidas pelo calcanhar. A transição perceptível de um contorno da grade linear para uma forma curvilínea dá a entender que a estrutura está na iminência de um colapso.

### **5.3.3 Conclusões**

A partir dos resultados obtidos, observa-se que a nova versão da Grade Convencional teria um desempenho mecânico inferior em relação às outras duas solas. Apesar da abordagem proposta ter tornado a grade original mais deformável, a menor espessura e, conseqüentemente, menor área de contacto, resulta numa sola menos confortável, até mesmo em relação à Grade Convencional original, pois a magnitude e distribuição de tensões mostrou-se inferior. Para além disso, devido à menor rigidez proporcionada pela menor espessura, já não seria capaz de desempenhar outras funções em que um grau de rigidez mais alto é benéfico, por exemplo, fornecer maior estabilidade e suporte durante movimentos bruscos que tipicamente acontecem em atividades desportivas. Ou seja, a nova versão, menos espessa, da Grade Convencional mostrou-se incapaz de desempenhar qualquer um dos papéis.

## 5.4 Sola FlotActiv - Design de Amortecedores

### 5.4.1 Resultados

Em todos os casos individuais, a análise focou-se na fase em que o deslocamento da placa se encontrava em 6 mm de compressão. Observou-se que, para valores perto de 10 mm de deslocamento, o comportamento começa a revelar anormalidades. Este facto foi refletido no pós-processamento realizado no Paraview (Figura 5.10). Verificou-se um aumento significativo do volume da porção do amortecedor que entra em contacto com a placa, algo que não parece ser realista do ponto de vista físico.

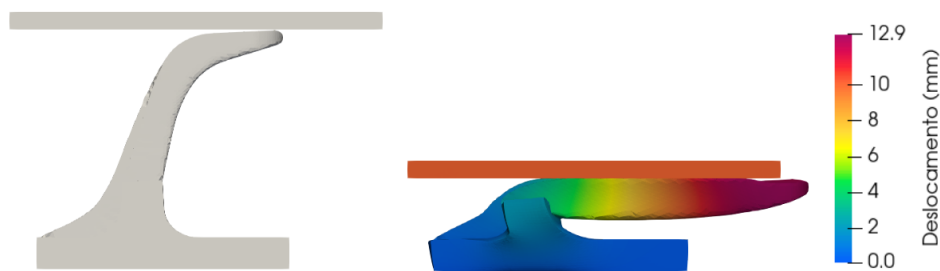


Figura 5.10: Estado de amortecedor para deslocamento de placa de 1cm.

#### 5.4.1.1 Amortecedores com nervura traseira

Nos amortecedores com nervuras traseiras (Figura 4.26), o aumento da largura da nervura resultou num comportamento progressivamente mais rígido, com o amortecedor a apresentar uma resistência maior às forças externas. Conforme é ilustrado pela Figura 5.11, para atingir um deslocamento de 6 mm na placa, era necessário que a força aplicada no amortecedor crescesse à medida que a largura aumentava. Ao aumentar a altura, verificou-se a mesma tendência. Quando a largura e altura foram aumentadas simultaneamente, ocorreu um efeito cumulativo na rigidez do amortecedor. Este fenómeno é evidente nos resultados do amortecedor FA-N1.1-E3, o qual possui os maiores valores de largura e altura, que apresentou uma capacidade acrescida de resistência mecânica.

#### 5.4.1.2 Amortecedores com nervura frontal

Os amortecedores com nervura frontal são ilustrados na Figura 4.27. Conforme observado na Figura 5.12, tal como nos amortecedores com nervura traseira, a força necessária para induzir um deslocamento de 6 mm aumentou de maneira proporcional à variação da altura e largura das nervuras. Também se observou um impacto cumulativo na rigidez, resultante do aumento simultâneo da largura e altura.



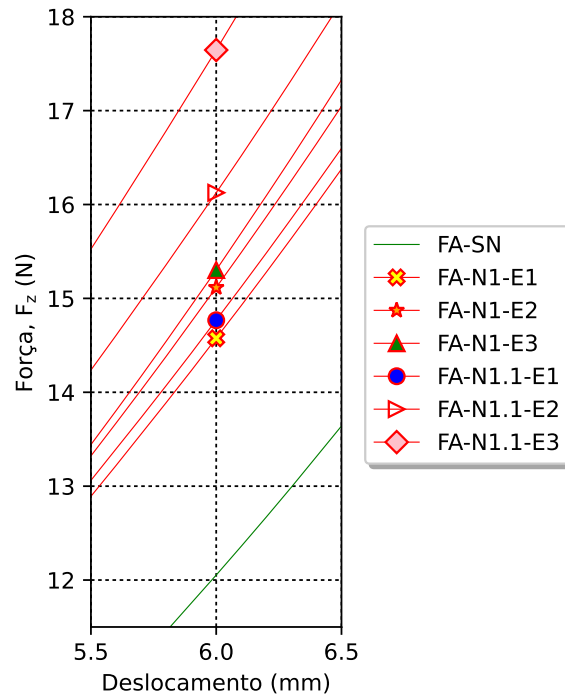


Figura 5.11: Força em função do deslocamento para amortecedores com nervura traseira apresentados na Figura 4.26

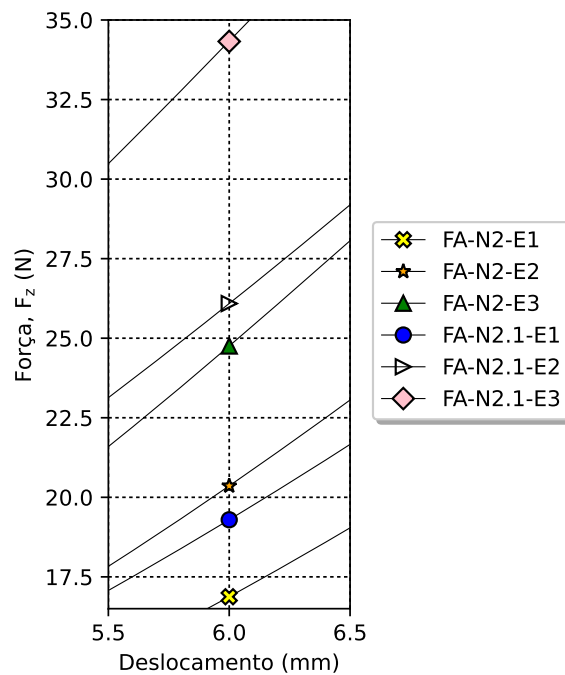


Figura 5.12: Força em função do deslocamento para amortecedores com nervura frontal apresentados na Figura 4.27.

### 5.4.1.3 Amortecedores com bossa traseira

Conforme os casos anteriores, a largura e a altura foram variadas ao longo de 6 casos de estudo, como ilustrado na Figura 4.28, e os resultados obtidos seguiram a mesma tendência, incluindo o efeito cumulativo, conforme apresentado na Figura 5.13. Como resultado, o amortecedor com a bossa mais larga e alta apresentou a maior resistência a forças externas.

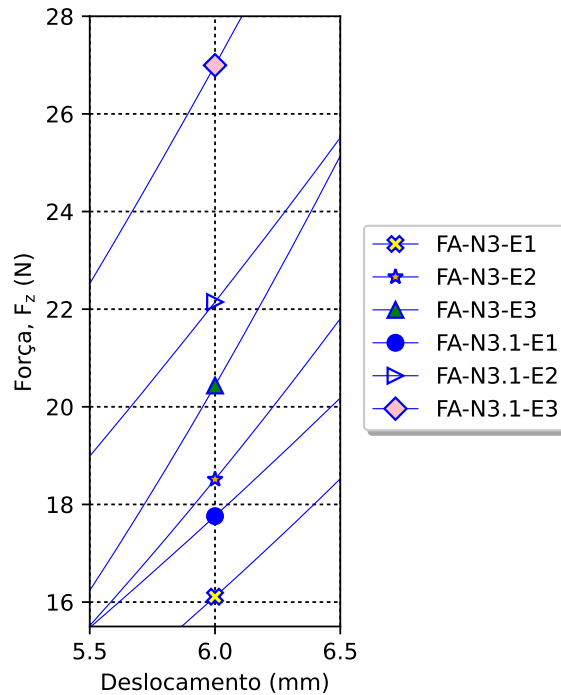


Figura 5.13: Força em função do deslocamento para amortecedores com bossa traseira apresentados na Figura 4.28.

### 5.4.1.4 Amortecedores com região complementar traseira

Nesta secção, realiza-se uma comparação dos dois tipos de amortecedor com um complemento na região traseira, nervura e bossa. Para amortecedores de largura média (E2), notam-se semelhanças no aumento da rigidez relativamente ao amortecedor sem qualquer complemento, conforme ilustrado na Figura 5.14. A largura média para os amortecedores de altura menor e maior é assinalada por uma estrela (FA-N1-E2, FA-N3-E2) e seta (FA-N1.1-E2, FA-N3.1-E2) no gráfico, respetivamente. Os dois adicionaram uma zona extra de resistência ao amortecedor. Efetuando uma comparação direta para valores de largura e altura equivalentes, é visível que a maior espessura da bossa acabou por ser um fator determinante na tolerância a forças externas. Quando a largura dos amortecedores sofreu uma redução, tornou-se mais facilmente deformável, conforme se pode verificar pelas linhas assinaladas por uma cruz amarela (FA-N1-E1, FA-N3-E1) e círculo azul (FA-N1.1-E1, FA-N3.1-E1). No caso de aumento da largura, linhas com triângulo verde (FA-N1-E3, FA-N3-E3) e diamante rosa (FA-N1.1-E, FA-N3.1-E3), registou-se um aumento da rigidez. Importante mais uma vez destacar o

efeito cumulativo. Quanto a altura foi incrementada, a diferença de desempenho entre amortecedores de diferentes larguras foi mais acentuada. A modificação de geometria, de nervura para bossa, causou uma disparidade nos resultados ainda maior, com a bossa a exibir um comportamento claramente mais rígido. Pode-se concluir que o aumento da espessura, o qual resultou na criação da bossa, foi a modificação com maior impacto nos resultados.

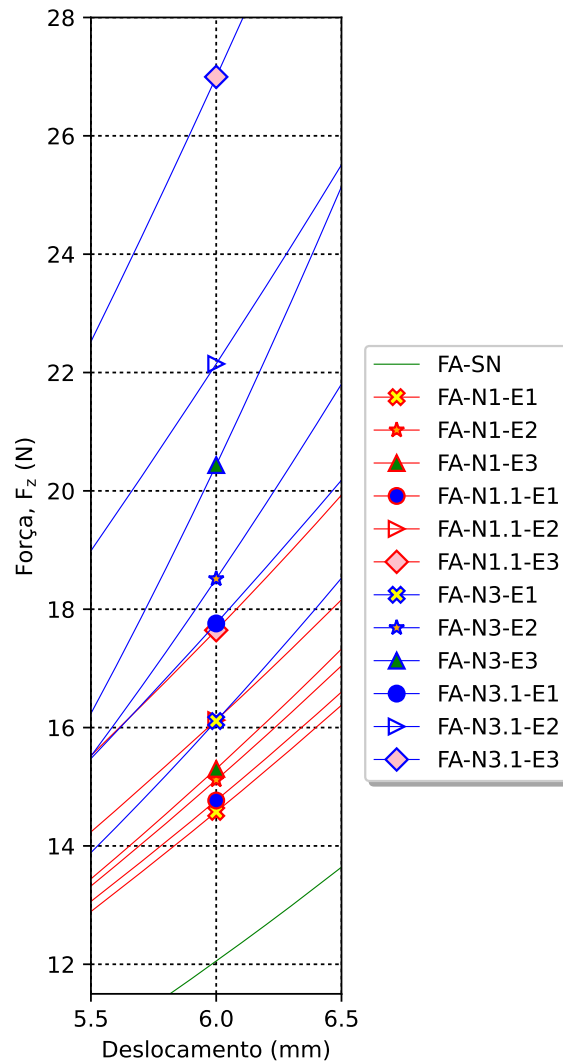


Figura 5.14: Força em função do deslocamento para amortecedores com complementos geométricos na traseira apresentados nas Figuras 4.26 e 4.28.

#### 5.4.1.5 Comparação entre todos os amortecedores

A comparação direta entre todos os amortecedores é apresentada na Figura 5.15. Para amortecedores de largura média, retiraram-se as mesmas observações da secção anterior. A variação da rigidez foi proporcional à diminuição e ao aumento de largura. Dentre todas as configurações, a nervura frontal foi a que ofereceu mais resistência. O aumento simultâneo da largura e altura teve um impacto maior no desempenho da nervura frontal, relativamente às outras geometrias

complementares. Os maiores valores de altura e largura em combinação com a nervura frontal deram origem ao amortecedor mais rígido, sendo a diferença no desempenho deste para os restantes amortecedores bastante significativa. A compressão dos amortecedores, provocada pelo movimento descendente da placa, resultou na curvatura da nervura frontal (ver Figura 5.16). O maior pico de tensões foi observado na interface entre o topo da nervura e o amortecedor, sendo este de 1.22 MPa. Também se registaram maiores tensões nas zonas de maior curvatura (tensões assinaladas pela cor verde).

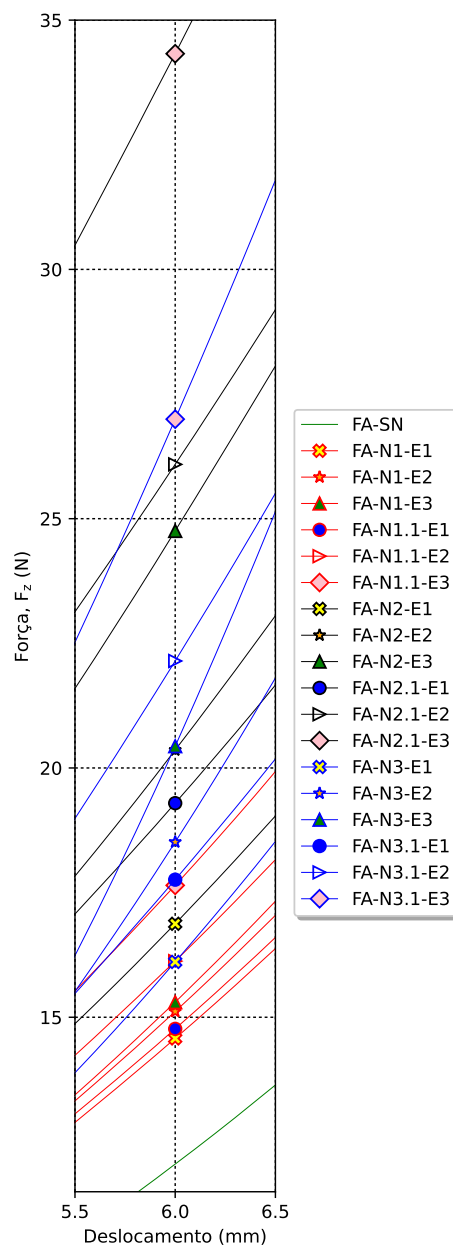


Figura 5.15: Força em função do deslocamento para todos os amortecedores.

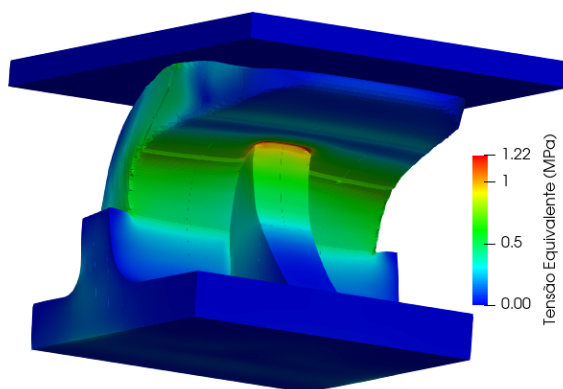


Figura 5.16: Tensões na nervura frontal.

### 5.4.2 Discussão de Resultados

A partir do estudo numérico de múltiplas configurações, foram obtidas algumas conclusões. Os valores da força necessária para provocar o deslocamento da placa na direção descendente, em cada amortecedor, são apresentados nas Tabelas 5.1, 5.2 e 5.3. A largura e altura demonstraram ter um importante impacto no comportamento mecânico dos amortecedores. Foi consistentemente observada uma resposta proporcional na rigidez dos amortecedores face ao aumento e diminuição da largura e altura.

Tabela 5.1: Valores de força para deslocamento de 6mm em amortecedores de nervura frontal.

Amortecedor	FA-SN	FA-N1-E1	FA-N1-E2	FA-N1-E3	FA-N1.1-E1	FA-N1.1-E2	FA-N1.1-E3
Força (N)	12.05	14.57	15.12	15.3	14.77	16.13	17.65

Tabela 5.2: Valores de força para deslocamento de 6mm em amortecedores de nervura frontal.

Amortecedor	FA-SN	FA-N2-E1	FA-N2-E2	FA-N2-E3	FA-N2.1-E1	FA-N2.1-E2	FA-N2.1-E3
Força (N)	12.05	16.87	20.35	24.75	19.3	26.09	34.33

Tabela 5.3: Valores de força para deslocamento de 6mm em amortecedores de bossa traseira.

Amortecedor	FA-SN	FA-N3-E1	FA-N3-E2	FA-N3-E3	FA-N3.1-E1	FA-N3.1-E2	FA-N3.1-E3
Força (N)	12.05	16.11	18.51	20.44	17.76	22.15	27

A dispersão de resultados dificultou identificar qual das variáveis de design analisadas, largura e altura, teve mais impacto nos resultados, pois nenhum dos dois atuou de forma exclusiva. Por

exemplo, para o amortecedor de nervura traseira com largura mínima, FA-N1-E1, os dois fatores estão envolvidos, e, em relação ao amortecedor original, a força necessária para provocar o mesmo deslocamento aumentou 21%, de 12.05 N para 14.57 N. Ao aumentar-se apenas a largura do amortecedor FA-N1-E1, FA-N1-E2, provocou-se um maior efeito na rigidez, com a força necessária a passar para 15.12 N, do que no aumento da sua altura, FA-N1.1-E1, que necessitou de 14.77 N. No entanto, quando se aplica um raciocínio idêntico para FA-N1-E2, o fator com mais influência foi a altura. Para a obtenção de uma mesma compressão, a força sofreu um aumento de 6.7% para FA-N1.1-E2, enquanto em FA-N1-E3 foi de apenas 1.2%. Ou seja, quantificar de forma precisa o efeito de cada um dos fatores é uma tarefa que se afigura impossível, e efetuar uma comparação direta pode não ser o mais correto, até porque a proporção de volume aumentada não é a mesma. Quando se aumentou ambas simultaneamente, por exemplo de FA-N1-E1 para FA-N1.1-E2 ocorreu um efeito cumulativo no desempenho mecânico do amortecedor. Este fenómeno foi evidente em todas as versões de complemento adicional. A maior resistência a forças externas foi sempre registada para uma geometria complementar com os valores máximos de largura e altura, tal como FA-N1.1-E3, FA-N2.1-E3 e FA-N3.1-E3. Isto pode significar que, apenas alterar um fator, largura ou altura, não é suficiente para ajustar e controlar o comportamento de forma sistemática. Para alcançar esse objetivo, pode ser necessário implementar ambas. Observou-se também que quanto maior a rigidez base (versão com menor altura e largura), mais significativo foi o aumento de rigidez para as versões de maior altura e largura, como se pode verificar na evolução na nervura frontal na Figura 5.12 e Tabela 5.2. A sua forma base, FA-N2-E1, registou a maior rigidez. Após aumentar a largura e altura para os valores máximos, FA-N2.1-E3, a rigidez sofreu um aumento de 104%. Este pico deveu-se às alterações drásticas a que a geometria global foi submetida, com a base a crescer substancialmente, resultando numa capacidade de suportar deformações maiores. Conclui-se que o aumento de volume global e superfície de contacto, que aconteceu como resultado do incremento de altura e largura, parece ser o principal fator de impacto no desempenho mecânico. Durante a compressão, o aumento da área de contacto entre amortecedor e a placa descendente resulta numa área de distribuição de forças mais ampla. Consequentemente, para gerar uma deformação equivalente, as forças têm que ser maiores. Como foi demonstrado, o desempenho mecânico dos amortecedores depende fortemente das propriedades geométricas dos mesmos, com a resistência a deformações, ou seja, a rigidez, a ser significativamente afetada. Por um lado, estruturas rígidas podem causar picos de pressão plantar devido à falta de deformação suficiente e, para uso diário, a sola menos rígida tende a proporcionar mais conforto durante longos períodos de uso. Mas os componentes do calçado não podem ser nem excessivamente rígidos nem demasiado flexíveis. O comportamento ideal requer um equilíbrio com relação à rigidez da sola. A escolha entre uma sola rígida e uma sola flexível depende das necessidades individuais, do tipo de atividade e das características físicas de cada pessoa. Conforme já discutido, a deformação prevista para a sola FlotActiv potencialmente pode ser considerada como excessivamente elevada. Se a rigidez for insuficiente, uma sola não é capaz de proporcionar apoio e suporte suficiente aos pés e, atingindo o seu limite de deformação, perde os efeitos de absorção de impacto [114]. A rigidez ideal é determinada pela pressões e cargas que

se espera que o calçado suporte, a qual é determinada pelo peso da pessoa e pela atividade que está a ser realizada. Indivíduos com IMC relativamente elevado, podem necessitar de geometrias mais rígidas para minimizar a pressão plantar [57]. Por outro lado, se o requisito de design do calçado for ter mais força de ressalto, o que seria de maior utilidade para a atividade desportiva, uma resposta mecânica mais rígida pode ser mais adequada do que a vista na topologia de amortecedor atualmente utilizada na Flotactiv [13]. Por conseguinte, a seleção de características geométricas no design de calçado, é determinada pelo requisito da função. Por estas razões, o aumento da rigidez local dos amortecedores da sola FlotActiv surgiu como uma alternativa promissora para a melhoria do comportamento mecânico, que, por sua vez, aumentaria a rigidez global da sola. Sendo o objetivo de aumentar a rigidez, poder-se-ia escolher o complemento que resultou nos maiores valores de força necessária, a nervura frontal. No entanto, a rigidez significativa que foi registada para alguns dos amortecedores de nervura frontal, potencialmente causaria maior desconforto no utilizador com base em outras investigações [113]. Algumas zonas com maiores tensões, conforme observado na Figura 5.16 pela cor verde, estão relacionadas com a curvatura mais acentuada próprias dessas áreas do amortecedor, que as torna mais suscetíveis a deformação, bem como a menor quantidade de material, resultando numa zona de secção transversal mais fina e, conseqüentemente, mais frágil. Estas aparecem em qualquer amortecedor. No entanto, para este tipo de amortecedor, as maiores tensões registaram-se noutras zonas. Devido à maior resistência oferecida pela nervura frontal, a deformação ocorrida nessa região foi menor relativamente ao resto do amortecedor. A nervura não fletiu em simultâneo com o resto do amortecedor. O resultado é que, na interface entre os dois, o topo da nervura acabou por penetrar no amortecedor, o que deu origem às maiores tensões registadas, conforme se observa na Figura 5.16. Considerando uma sola somente composta por este tipo de amortecedor, seria provável que o grau elevado de rigidez aumentasse os picos de tensão devido à falta de deformação suficiente e alta resistência oferecida pela sola, mais propriamente pela nervura. A sola seria incapaz de se acomodar e adaptar-se aos movimentos naturais do pé. Além disso, produzir este tipo de amortecedor através de moldação por injeção seria uma tarefa de dificuldade acrescida. Se o objetivo for atingir uma rigidez superior, seria mais viável selecionar um amortecedor com bossa adicionada na região traseira, não devido aos menores valores de rigidez, mas também pelo facto das dificuldades associadas ao processamento de manufatura da nervura frontal serem evitados. Com estas ideias em mente, foi modelado um amortecedor com bossa traseira com o dobro da rigidez do amortecedor original, 24 N. Este encontra-se entre FA-N3.1-E2, 22.15 N, e FA-N3.1-E3, 27 N.

### 5.4.3 Conclusão

A análise das várias abordagens de conceção possibilitou uma maior compreensão do papel do amortecedor e da forma como os parâmetros de design e a geometria deste podem influenciar o seu desempenho mecânico durante a utilização do calçado, principalmente no que concerne à rigidez. A vantagem do uso da simulação computacional é que possibilitou a avaliação de vários amortecedores sem passar pelas dificuldades tipicamente associadas com o processo experimental,

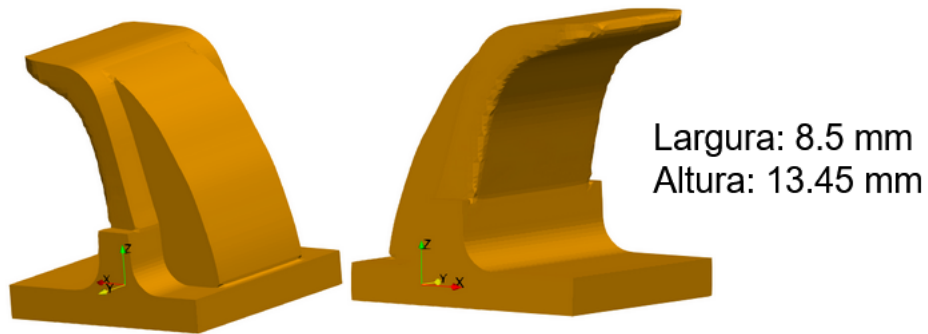


Figura 5.17: Amortecedor escolhido para sola FlotActiv.

no qual todas as estruturas teriam que ser fabricadas/produzidas e testadas com equipamentos apropriados. Após a seleção do amortecedor a ser utilizado, o design da sola FlotActiv foi atualizado. No Blender, a região do calcanhar da sola original FlotActiv foi alterada de 2 maneiras. Na primeira abordagem, apenas as três primeiras fileiras do calcanhar foram alteradas, sendo o amortecedor original substituído pelo amortecedor selecionado. Na segunda abordagem, todos os amortecedores do calcanhar foram substituídos. As três versões da sola e dos insertos para molde equivalentes, apresentadas nas Figuras 5.18 e 5.19, foram impressos através de manufatura aditiva, por PolyJet e DMLS, respectivamente.

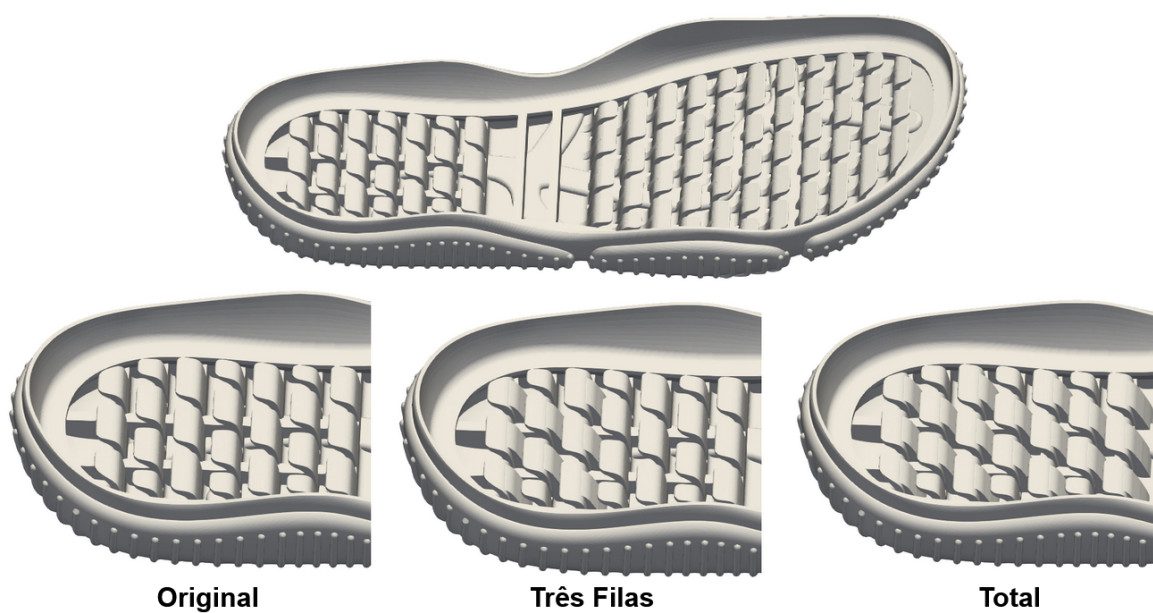


Figura 5.18: Três versões de sola FlotActiv.



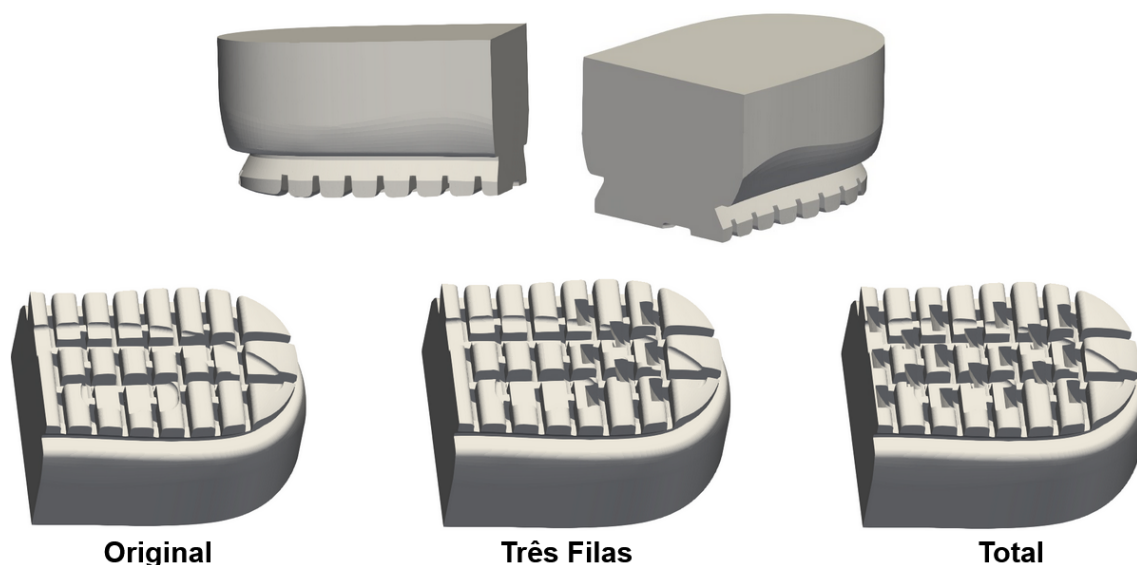


Figura 5.19: Três versões de insertos para sola FlotActiv.

## 5.5 Comportamento à Flexão - Sola Helena

Nesta secção, são apresentados e discutidos os resultados computacionais obtidos a partir da simulação de casos de estudo envolvendo uma secção da Sola Helena. A resposta mecânica da sola à flexão foi prevista numericamente e analisada. Tal como nos estudos efetuados até aqui, foram gerados dados de tensão e deslocamento ao longo da sola flexionada, o que permitiu retirar conclusões sobre o sistema de amortecimento e conforto proporcionado pela sola. O principal objetivo definido foi localizar e analisar os picos de tensão. Conforme mencionado anteriormente, foi possível utilizar uma complexa formulação matemática que incorpora as propriedades geométricas e materiais não lineares envolvidas, as quais permitiram representar de forma fiável e precisa as condições reais. No entanto, o tempo computacional necessário para a resolução numérica, tornou-se significativamente mais longo. A simulação foi conduzida por um tempo total de 1.548 s, na qual a sola foi submetida a uma taxa de flexão de  $90^\circ$  a cada 2 s, ou seja, ao final de 2 s a sola atingiria uma flexão de  $90^\circ$ . O número de células computacionais da malha utilizada, o tempo total simulado e o tempo real correspondente à simulação, assim como o número de processadores utilizados para este caso, são apresentados na Tabela 5.4.

Tabela 5.4: Parâmetros da Simulação do Caso Definitivo.

Nº de células	Último instante de tempo atingido (s)	Tempo final (s)	Nº de cores utilizados
952130	1.549 s	2591939s $\approx$ 1 mês	32

### 5.5.1 Resultados

Os resultados de deslocamento apresentados na Figura 5.21, correspondem ao instante de 1.5 s. Sabendo que a placa transfere o seu movimento rotativo ao longo do eixo de rotação para a parte dianteira da sola, seria expectável que o deslocamento tenha a distribuição ilustrada na Figura 5.21.

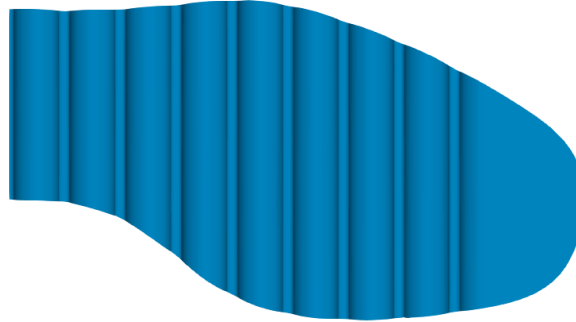


Figura 5.20: Padrão ondulado utilizado na superfície inferior da Sola Helena.

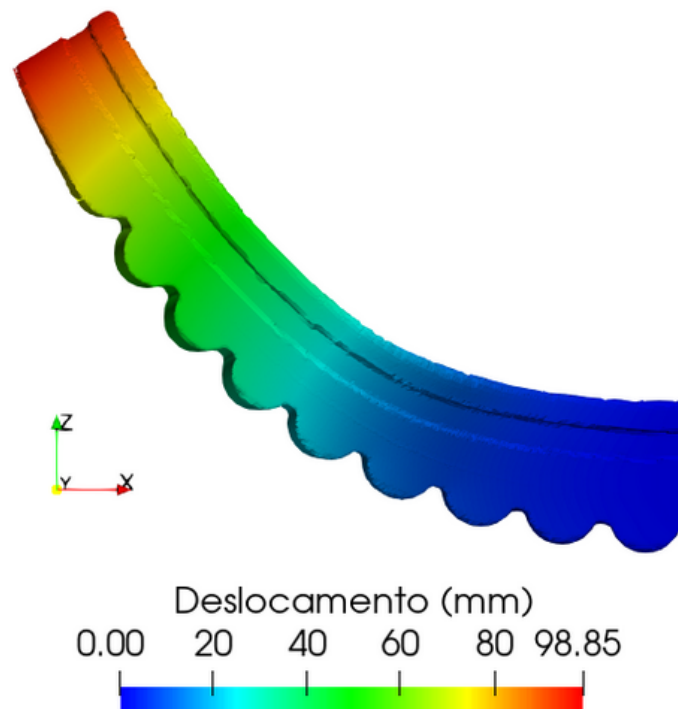


Figura 5.21: Deslocamento ocorrido na Sola Helena para o tempo de 1.5 s.

O valor de deslocamento observado sofreu uma minimização gradual da parte dianteira da sola até a parte fixa. Esta diferença de deslocamento entre as extremidades da sola provocou um fenómeno de flexão similar ao observado no ensaio **Bennewart**. Os maiores valores de deslocamento ocorreram na parte dianteira, enquanto os menores para as partes próximas da região fixa. No que se refere às tensões de von Mises, o valor mais elevado registado para os picos de tensão foi de 10.32 MPa. A superfície inferior da Sola Helena é caracterizada por uma geometria ondulada não-planar com zonas convexas e côncavas interligadas entre si (Figura 5.20). Durante a posição de flexão, as regiões

plantares com maiores picos de tensão foram as ondas côncavas da superfície inferior da Sola Helena (Figura 5.22 a)). Pelo contrário, nas zonas de geometria convexa, registaram-se tensões praticamente nulas. Nas zonas onduladas e côncavas (Figura 5.22 b)), verificou-se maior concentração de tensões nas extremidades que delimitam a sola, com os picos de tensão mais elevados a serem principalmente no lado esquerdo das estruturas onduladas e côncava (Figura 5.22 c)), próximo da placa fixa.

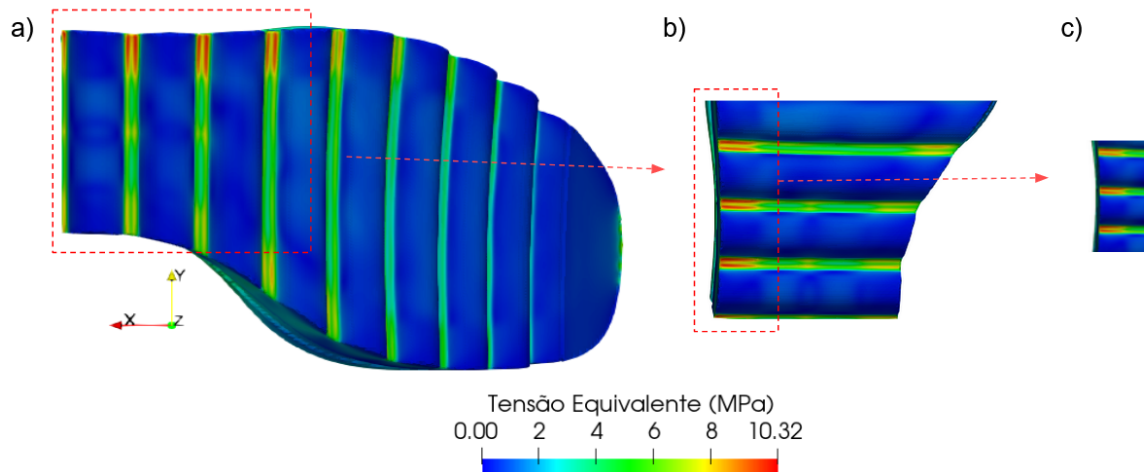


Figura 5.22: Tensões na a) Superfície inferior da Sola Helena, b) Região onduladas, c) Lado esquerdo de região onduladas perto de eixo de rotação.

Outras zonas em que se verificaram picos de tensão foi no contacto entre a sola e a placa, principalmente na zona de extremidade (Figura 5.23) e as bordas próximas da zona de fixação da sola (Figura 5.24).

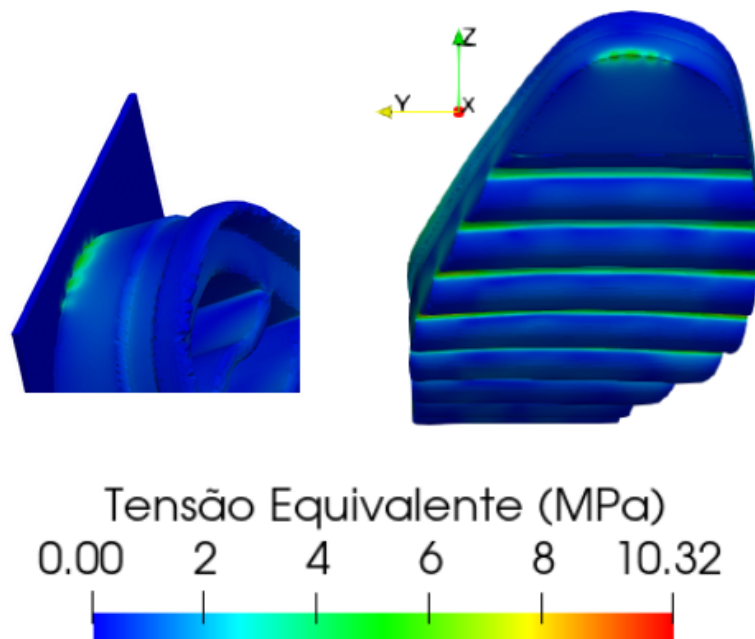


Figura 5.23: Tensões na parte dianteira da Sola Helena.

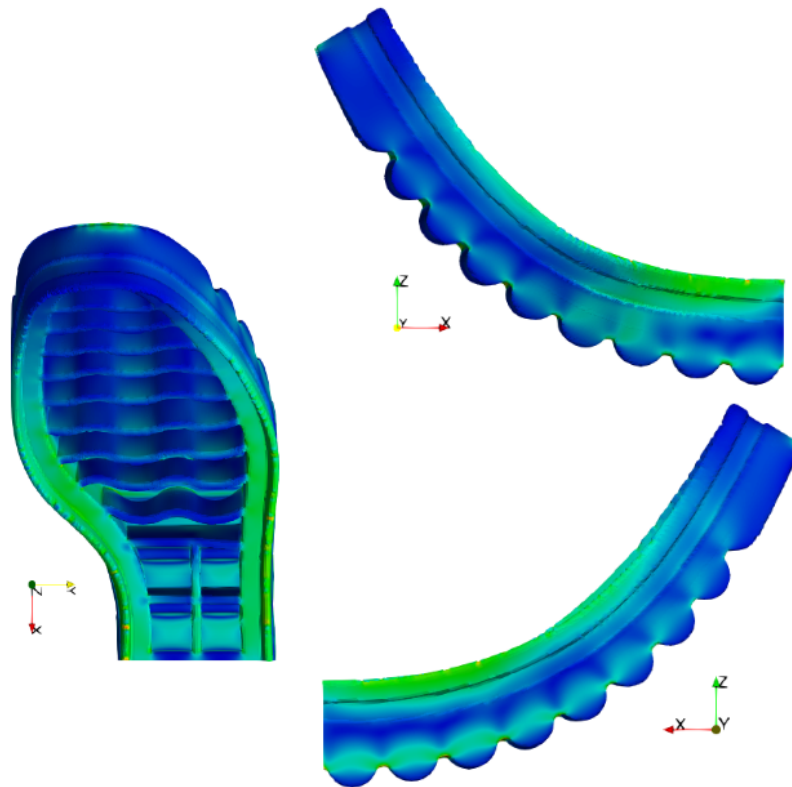


Figura 5.24: Tensões na borda da superfície superior da Sola Helena.

Na Figura 5.25, observa-se a superfície superior da Sola Helena que é caracterizada por várias estruturas onduladas e lineares que se estendem desde a superfície inferior da sola. As tensões nas zonas paralelas à linha de flexão foram praticamente nulas enquanto nas zonas perpendiculares se registaram tensões maiores. Isto é confirmado pela Figura 5.26, em que são apresentadas as tensões principais na direção X. Os valores positivos e negativos representam as tensões de tração e compressão, respetivamente.

### 5.5.2 Discussão de Resultados

Os resultados gerados previram que as ondas côncavas da superfície inferior da Sola Helena são particularmente suscetíveis a tensões. A probabilidade de ocorrerem fissuras é maior nestas zonas devido à sua vulnerabilidade, que está diretamente relacionada com as características geométricas associadas à sua concavidade. Estas zonas onduladas possuem uma estrutura não-planar com curvatura e quantidade de material mínima a atuar como suporte, o que torna a geometria mais suscetível à flexão, e, conseqüentemente, à acumulação de energia e tensões, devido à menor quantidade de material disponível para as distribuir. Este raciocínio foi confirmado pelo facto das zonas de geometria convexa, que possuem uma quantidade de material substancialmente maior a sustentar a sua própria estrutura, registarem tensões praticamente nulas, sendo mais baixas as probabilidades de se desenvolverem fissuras. As zonas laterais das ondas côncavas que delimitam a

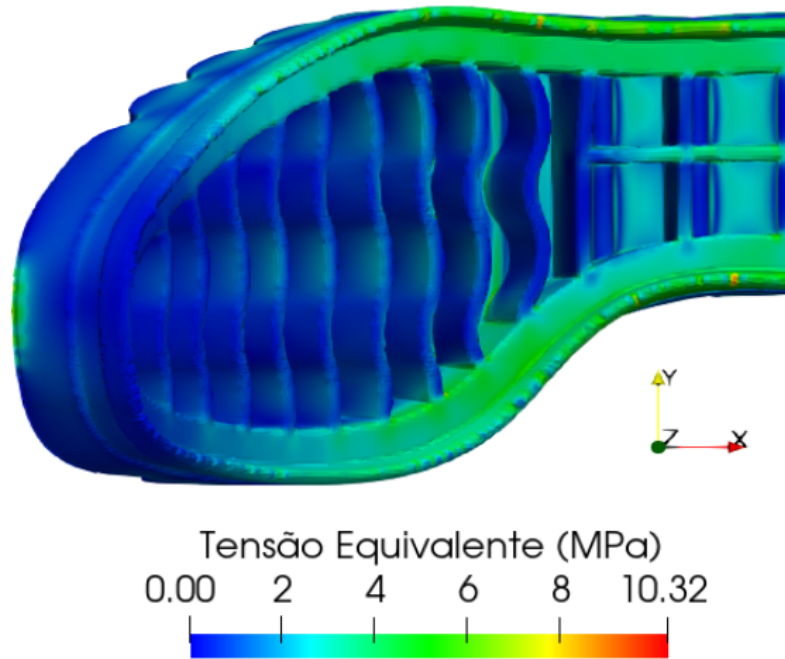
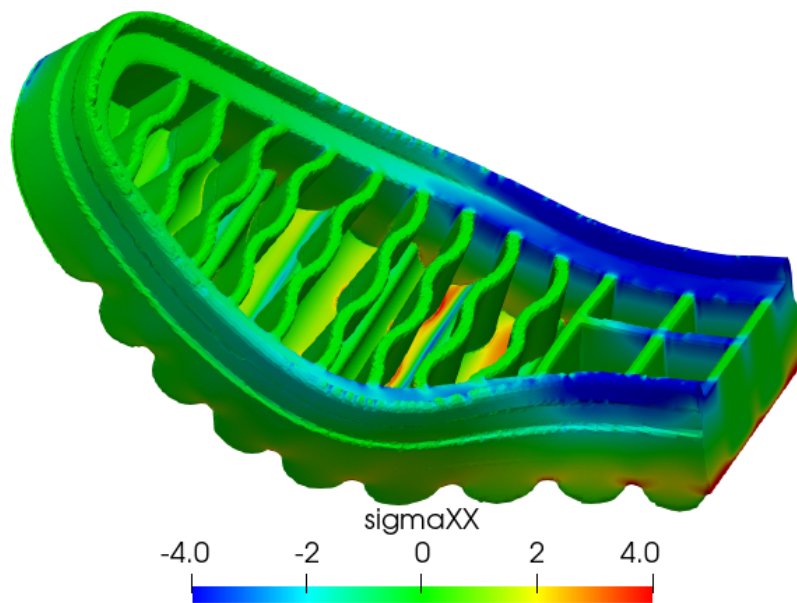


Figura 5.25: Tensões para zonas onduladas na superfície superior da Sola Helena.

Figura 5.26: Distribuição de tensões  $\sigma_{XX}$  ao longo da Sola Helena.

sola mostraram-se especialmente sensíveis, principalmente as situadas no lado esquerdo próximas da placa fixa. Isto deveu-se ao facto de serem uma zona de transição entre as zonas onduladas e a parte lateral da sola, de uma superfície curva para uma plana. A mudança abrupta provocou uma maior acumulação de tensões e a proximidade à linha de flexão ainda as acentuou mais. A proximidade à linha de flexão foi também responsável pelos picos identificados na borda. Os picos de tensão situados na zona de contacto entre a sola e a placa, principalmente na zona de extremidade, prenderam-se

com o facto de ser uma zona diretamente submetida à carga, portanto as tensões verificadas não estão ligadas à flexão como nas zonas onduladas previamente mencionadas. O movimento rotativo da placa em relação ao eixo de rotação, provocou um deslocamento ascendente no eixo Z e X da sola, e transferência de cargas mecânicas para essa região da dianteira da sola. As tensões foram exacerbadas pela descontinuidade que ocorre entre a parte inferior da dianteira da sola e a borda lateral da sola que provoca acumulação destas. A orientação das estruturas onduladas e lineares que se observam na superfície superior face à linha de flexão definiu a magnitude das tensões. As estruturas perpendiculares à linha de flexão foram sujeitas a forças que as tentaram deformar e torcer, resultando em momentos de torção, que por sua vez provocaram maiores tensões, algo que não influenciou as zonas paralelas. Este comportamento é o esperado na flexão, onde existe um plano neutro, e locais com picos de tração interagem e locais com picos de compressão, conforme se verifica na Figura 5.26. As zonas paralelas ao plano neutro, sofrem deformações mínimas e, conseqüentemente, tensões baixas.

### 5.5.3 Conclusões

A estrutura ondulada, utilizada como padrão para a superfície inferior, registou tensões nas regiões côncavas que podem ser consideradas como excessivas. Mesmo sendo uma melhoria estética, as ondulações utilizadas podem promover uma falha prematura. A sola pode atingir o seu limite se ocorrer uma deformação precoce ou excessiva, como uma fissura longa e profunda, diminuindo a capacidade de absorção de choque [114]. Uma solução de design potencial para esta situação, seria reforçar as regiões de maior curvatura e menor quantidade de material, como as zonas côncavas. Através da inclusão de mais material, a estrutura de suporte seria reforçada, resultando numa superfície mais plana, menos irregular e com menor risco de formação de fissuras. Embora os picos de tensão sejam elevados em várias zonas, a flexibilidade é uma característica importante para o calçado, fornecendo a este uma maior capacidade de acomodar os movimentos dos pés da pessoa, através da absorção de impacto. Uma resposta de flexão por oposição à rigidez, não restringe os movimentos da pessoa e, assim, o conforto promovido é maior. Para além disso, as tensões registadas neste estudo referem-se a uma sola sujeita a flexão e não irão, necessariamente, ser transferidas na sua totalidade para o pé. Se o material constituinte não possuir flexibilidade, o mesmo pode ceder e colapsar durante a locomoção, por exemplo, devido à compressão. [13] e, conseqüentemente, provocar lesões. Uma maior flexibilidade também significa maior liberdade de movimentos, que para atividades desportivas é uma vantagem acrescida. A utilização de uma estrutura ondulada fornece outras vantagens relacionadas com a aderência. Em condições de chuva, os pneus de um carro possuem ranhuras que ajudam a remover e escoar a água, melhorando a aderência e estabilidade e evitando a perda de controlo do veículo por aquaplanagem. Uma lógica semelhante aplica-se às estruturas onduladas da sola.

Nesta dissertação, a simulação computacional foi utilizada para análise da interação mecânica entre pé e suportes. Sendo enquadrada na Tarefa “Ferramentas de modelação, simulação e manufatura aditiva” do projeto Greenshoes 4.0, recorrendo a códigos previamente desenvolvidos incluídos no solids4Foam como ferramenta de suporte ao estudo e otimização de solas produzidas em material plástico. Mais concretamente, visou-se a melhoria do comportamento de solas fornecidas pelas empresas Procalçado e Atlanta.

As solas da empresa Procalçado, FlotActiv e Grade Convencional, foram alvo de um ensaio de compressão de baixa velocidade. Os picos de tensão obtidos foram equivalentes, mas para a FlotActiv notou-se uma distribuição melhorada das tensões. O melhor desempenho foi atribuído à maior área do contacto entre o pé e a sola, facilitado pela geometria mais deformável dos amortecedores, em oposição à grade. Além disso, a Grade Convencional mostrou-se consideravelmente mais rígida que a FlotActiv, necessitando de cargas superiores para obter o mesmo deslocamento vertical. A diferença nos resultados levou a que, nas modificações, se adotassem abordagens de design distintas para as duas solas. Podendo apenas promover alterações na geometria e sabendo da influência desta sobre a rigidez, diminuiu-se a espessura da grade com o intuito de a tornar mais deformável. O impacto desta modificação no desempenho mecânico não foi o desejado, verificando-se tensões mais concentradas e elevadas. Com o conforto e rigidez reduzidos, a sola tornou-se incapaz de desempenhar qualquer papel funcional. No caso da FlotActiv, face à incapacidade em testar as melhorias implementadas, decidiu-se analisar 18 configurações para os amortecedores, resultantes da adição de 3 geometrias complementares, nervuras traseira e frontal e bossa traseira, e variações na altura e largura desses mesmos. Isso foi feito com o intuito de aumentar a rigidez e, assim, tornar a sola menos suscetível a um possível colapso. Para além da melhoria do desempenho, o trabalho efetuado focou-se também em integrar a simulação computacional com a manufatura aditiva, indo ao encontro da otimização dos processos de conceção e fabrico proposto pelo projeto Greenshoes 4.0. Por esse motivos, escolheu-se um amortecedor de bossa traseira com o dobro da rigidez do amortecedor original, para contornar as dificuldades de manufatura e rigidez excessiva associadas à nervura frontal. O objetivo de melhorar o conforto proporcionado ao utilizador não foi cumprido por incapacidade de simular, mas as três versões das sola poderiam servir de base para investigações futuras, nomeadamente uma análise comparativa para perceber se as alterações implementadas foram bem sucedidas. Para a sola Helena,

da empresa Atlanta, investigou-se o seu desempenho quando submetida à flexão. Foram registados picos de tensão em locais associados a maior suscetibilidade à deformação, nomeadamente zonas de geometria côncava na superfície inferior, devido à curvatura e mínima quantidade de material a atuar como suporte. Além disso, a proximidade tanto ao eixo de rotação como às extremidades da sola também foi responsável por valores elevados de tensão obtidos. Neste último, devido à descontinuidade no perfil geométrico ocorrida na transição de superfície inferior para lateral. Foram propostas melhorias mas não foi possível testá-las.

As restrições de tempo impediram que em alguns casos fossem realizadas modificações ou uma comparação direta entre versões antes e após as alterações. O solids4foam demonstrou incapacidade para executar as condições ideais e realistas de simulação em vários casos. Além disso, na maioria dos casos funcionais, foi necessário um processo de tentativa-e-erro prolongado, inviabilizando um estudo rápido do comportamento estrutural. Por outras palavras, não foi possível aproveitar uma das vantagens tipicamente associada à simulação computacional, a economia de tempo. Ainda assim, permitiu gerar dados fundamentais difíceis de obter experimentalmente e, no caso dos amortecedores individuais, efetuar uma monitorização eficiente, sistemática e abrangente do efeito paramétrico de diferentes geometrias, facilitando a tarefa de encontrar uma configuração de suporte ótima. Dessa forma, evitaram-se as dificuldades de recursos e custos associados às abordagens empíricas. Além disso, apesar do pior desempenho obtido, a simulação computacional possibilitou uma maior compreensão do impacto de parâmetros de design e geometria no desempenho mecânico, nomeadamente nas tensões plantares e das potenciais causas para doenças relacionadas com os pés. Ao longo da dissertação, demonstrou-se a viabilidade da simulação computacional para aferir o comportamento estrutural de solas e, deste modo, provar a sua utilidade como ferramenta de apoio à conceção de componentes utilizados na indústria do calçado e o seu potencial para explorar e identificar formas de melhorar o desempenho mecânico de estruturas de apoio para o pé. Em relação à utilização da manufatura aditiva, foi possível concluir como uma combinação apropriada desta com a simulação computacional, tem potencial para acelerar e melhorar os processos de otimização do desempenho e de produção de calçado.

É importante reconhecer e discutir algumas das limitações dos estudos efetuados. Primeiramente, como forma de otimizar a utilização de recursos computacionais, em alguns cenários, é definida uma condição de contacto sem fricção entre superfícies `master` e `slave` nos modelos computacionais, o que dificulta a tarefa de determinar e avaliar o efeito de tensões de corte, também prejudiciais para a saúde. Porventura, a maior limitação reside no facto de terem sido atribuídas propriedades geométricas de pequenas deformações e materiais linearmente elásticos, nos casos das solas Grade Convencional, FlotActiv e seus amortecedores. Essa abordagem foi imposta no solids4foam por impossibilidade em encontrar uma alternativa de simular os casos utilizando modelação não linear, devido a instabilidades numéricas. Embora a simplificação reduza os custos e a complexidade do cálculo, a distribuição de tensões e evolução do deslocamento podem ter sido influenciada, fornecendo uma ideia errada da realidade. No limite de pequenas deformações



e rotações, as relações não lineares reduzem-se aos seus homólogos linearizados [72], mas após esse limite, os resultados podem se tornar menos precisos. Para a sola Helena, embora tenha sido possível efetuar simulações com uma modelação não-linear mais próxima da realidade, estes resultaram num aumento exponencial dos tempos computacionais, limitando a possibilidade de realizar testes computacionais mais extensos e modificações. Além disso, não foi possível obter propriedades mecânicas da sola Helena por ensaios experimentais. Em todos os casos analisados, a leis constitutivas aplicadas foram escolhidas dentre de um leque limitado de opções disponíveis no solids4foam, podendo não representar corretamente o seu comportamento real. Em trabalhos futuros poderiam ser exploradas outras leis constitutivas ou efetuado um processo de modelação material mais extenso. Além disso, seria pertinente realizar um estudo experimental, como forma de validação dos modelos utilizados. No que se refere à modelação do pé, este teve de ser restringido apenas a uma secção simplificada, o calcanhar, sendo componentes como músculo, ligamentos, cartilagem, fásia plantar, entre outros, ignorados. Isso implica que outras forças musculares intrínsecas não foram consideradas, o que poderá ser abordado em trabalhos futuros. Também seria interessante explorar outras fases da marcha e condições de carga dinâmicas, como a corrida e o salto, para obter um panorama completo do desempenho mecânico de cada sola.

Ao longo da dissertação, foram encontradas muitas dificuldades devido ao elevado grau de conhecimento e tempo exigido para exploração plena das capacidades dos softwares de código-aberto. No entanto, a obtenção de conhecimento numa área vasta e multidisciplinar como a simulação computacional, e a familiarização com diversas ferramentas associadas a esta, tais como o Blender, OpenFOAM e linguagens de programação, é inestimável e certamente será útil e benéfica no futuro.

## Referências

- [1] Footwear market report 2023. <https://www.statista.com/outlook/cmo/footwear/worldwide>. Acesso em 26 de Agosto de 2023.
- [2] marketresearch. <https://www.marketresearch.com/Consumer-Goods-c1596/Consumer-Goods-Retailing-c80/Footwear-c126/>. Accessed: 2023-10-10.
- [3] Kao-Shang Shih, Shu-Yu Jhou, Wei-Chun Hsu, Ching-Chi Hsu, Jun-Wen Chen, Jui-Chia Yeh, and Yi-Chun Hung. A biomechanical investigation of athletic footwear traction performance: Integration of gait analysis with computational simulation. *Applied Sciences*, 10(5):1672, 2020.
- [4] Achim Kampker, Peter Burggräf, Cathrin Wesch-Potente, Georg Petersohn, and Moritz Krunke. Life cycle oriented evaluation of flexibility in investment decisions for automated assembly systems. *CIRP Journal of Manufacturing Science and Technology*, 6(4):274–280, 2013.
- [5] Andre S Salles. The specification and evaluation of personalised footwear for additive manufacturing. PhD thesis, Loughborough University, 2011.
- [6] Ayano Kusumoto, Takao Suzuki, Hideyo Yoshida, and Jinhee Kwon. Intervention study to improve quality of life and health problems of community-living elderly women in japan by shoe fitting and custom-made insoles. *Gerontology*, 53(6):348–356, 2008.
- [7] Ali Zolfagharian, Mohammad Lakhi, Sadegh Ranjbar, and Mahdi Bodaghi. Custom shoe sole design and modeling toward 3d printing. *International Journal of Bioprinting*, 7(4), 2021.
- [8] Douglas C Phillippy. A mathematical analysis of a biomechanical model of the foot. Lehigh University, 1991.
- [9] Jason Tak-Man Cheung and Ming Zhang. A 3-dimensional finite element model of the human foot and ankle for insole design. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 86(2):353–358, 2005.
- [10] Ricardo L Actis, Liliana B Ventura, Donovan J Lott, Kirk E Smith, Paul K Commean, Mary K Hastings, and Michael J Mueller. Multi-plug insole design to reduce peak plantar pressure on the diabetic foot during walking. *Medical & biological engineering & computing*, 46:363–371, 2008.
- [11] Hadar Shaulian, Amit Gefen, Deborah Solomonow-Avnon, and Alon Wolf. Finite element-based method for determining an optimal offloading design for treating and preventing heel ulcers. *Computers in Biology and Medicine*, 131:104261, 2021.

- [12] Meizi Wang, Shudong Li, Ee-Chon Teo, Gusztáv Fekete, and Yaodong Gu. The influence of heel height on strain variation of plantar fascia during high heel shoes walking-combined musculoskeletal modeling and finite element analysis. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 9:791238, 2021.
- [13] Guoying Dong, Yunlong Tang, and Yaoyao Fiona Zhao. A survey of modeling of lattice structures fabricated by additive manufacturing. *Journal of Mechanical Design*, 139(10):100906, 2017.
- [14] Yunlong Tang, Guoying Dong, Yi Xiong, and Qiusen Wang. Data-driven design of customized porous lattice sole fabricated by additive manufacturing. *Procedia Manufacturing*, 53:318–326, 2021.
- [15] Yang Song, Enze Shao, István Bíró, Julien Steven Baker, and Yaodong Gu. Finite element modelling for footwear design and evaluation: A systematic scoping review. *Heliyon*, 2022.
- [16] Alessio Ielapi, Malcolm Forward, and Matthieu De Beule. Computational and experimental evaluation of the mechanical properties of ankle foot orthoses: a literature review. *Prosthetics and orthotics international*, 43(3):339–348, 2019.
- [17] Vivek Manoharan, Siaw Meng Chou, Steph Forrester, Gin Boay Chai, and Pui Wah Kong. Application of additive manufacturing techniques in sports footwear: This paper suggests a five-point scoring technique to evaluate the performance of four am techniques, namely, stereolithography (sla), polyjet (pj), selective laser sintering (sls) and three-dimensional printing (3dp), in four important aspects of accuracy, surface finish, range of materials supported and building time for prototyping sports footwear. *Virtual and Physical Prototyping*, 8(4):249–252, 2013.
- [18] Kristiaan D’Août, Todd C Pataky, Dirk De Clercq, and Peter Aerts. The effects of habitual footwear use: foot shape and function in native barefoot walkers. *Footwear Science*, 1(2):81–94, 2009.
- [19] Carol Frey. Foot health and footwear for women. *Clinical Orthopaedics and Related Research* (1976-2007), 372:32–44, 2000.
- [20] Robert E Carlson, Lamar L Fleming, and William C Hutton. The biomechanical relationship between the tendoachilles, plantar fascia and metatarsophalangeal joint dorsiflexion angle. *Foot & Ankle International*, 21(1):18–25, 2000.
- [21] Nalini Singh, David G Armstrong, and Benjamin A Lipsky. Preventing foot ulcers in patients with diabetes. *Jama*, 293(2):217–228, 2005.
- [22] Tobias A Schaedler and William B Carter. Architected cellular materials. *Annual Review of Materials Research*, 46:187–210, 2016.
- [23] S Jack Hu. Evolving paradigms of manufacturing: From mass production to mass customization and personalization. *Procedia Cirp*, 7:3–8, 2013.

- 
- [24] Neil Hopkinson and P Dicknes. Analysis of rapid manufacturing—using layer manufacturing processes for production. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science*, 217(1):31–39, 2003.
- [25] Ognjen Tuteski and Atanas Kočov. Mold design and production by using additive manufacturing (am)—present status and future perspectives. *Industry 4.0*, 3(2):82–85, 2018.
- [26] Gabriel Antonio Mendible, Jack A Rulander, and Stephen P Johnston. Comparative study of rapid and conventional tooling for plastics injection molding. *Rapid Prototyping Journal*, 2017.
- [27] John Ryan Cortez Dizon, Arnaldo D Valino, Lucio R Souza, Alejandro H Espera, Qiyi Chen, and Rigoberto C Advincula. 3d printed injection molds using various 3d printing technologies. In *Materials Science Forum*, volume 1005, pages 150–156. Trans Tech Publ, 2020.
- [28] Nagahanumaiah and B Ravi. Effects of injection molding parameters on shrinkage and weight of plastic part produced by dmls mold. *Rapid Prototyping Journal*, 15(3):179–186, 2009.
- [29] Adrian Benitez Lozano, Santiago Henao Álvarez, Carlos Vargas Isaza, and Wilfredo Montealegre-Rubio. Analysis and advances in additive manufacturing as a new technology to make polymer injection molds for world-class production systems. *Polymers*, 14(9):1646, 2022.
- [30] Stefan Junk, Jing Sämman-Sun, and Matthias Niederhofer. Application of 3d printing for the rapid tooling of thermoforming moulds. In *Proceedings of the 36th International MATADOR Conference*, pages 369–372. Springer, 2010.
- [31] JI Segal and RI Campbell. A review of research into the effects of rapid tooling on part properties. *Rapid prototyping journal*, 7(2):90–99, 2001.
- [32] Stefan Junk and Jing Sämman-Sun. Application of 3d colour printing for the rapid prototyping of functional models. In *Innovative Developments in Design and Manufacturing*, pages 695–698. CRC Press, 2009.
- [33] Philip Cardiff. solids4foam. [https://bitbucket.org/philip\\_cardiff/solids4foam-release/src/master/](https://bitbucket.org/philip_cardiff/solids4foam-release/src/master/). Acesso em 18 de Setembro de 2023.
- [34] Como escolher o tênis ideal para você. <https://www.avaliado.com.br/tenis-para-corrida/artigo/escolher-tenis-ideal>. Acesso em 23 de Dezembro de 2023.
- [35] Enrique Morales-Orcajo, Javier Bayod, and Estevam Barbosa de Las Casas. Computational foot modeling: scope and applications. *Archives of Computational Methods in Engineering*, 23: 389–416, 2016.
-

- [36] Fascite plantar. o que é e como identificar. <https://doutorortopedia.com/2020/05/22/fascite-plantar-o-que-e-e-como-identificar/>. Acesso em 18 de Dezembro de 2023.
- [37] Jia Yu, Jason Tak-Man Cheung, Duo Wai-Chi Wong, Yan Cong, and Ming Zhang. Biomechanical simulation of high-heeled shoe donning and walking. *Journal of biomechanics*, 46(12):2067–2074, 2013.
- [38] Noha Amin and John Doupis. Diabetic foot disease: from the evaluation of the “foot at risk” to the novel diabetic ulcer treatment modalities. *World journal of diabetes*, 7(7):153, 2016.
- [39] Jason Tak-Man Cheung and Benno M. Nigg. Clinical applications of computational simulation of foot and ankle. *Sport-Orthopädie - Sport-Traumatologie - Sports Orthopaedics and Traumatology*, 23(4):264–271, 2008. ISSN 0949-328X. doi: <https://doi.org/10.1016/j.orthtr.2007.11.001>. URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0949328X07001275>.
- [40] Hau Pham, David G Armstrong, Carolyn Harvey, Lawrence B Harkless, John M Giurini, and Aristidis Veves. Screening techniques to identify people at high risk for diabetic foot ulceration: a prospective multicenter trial. *Diabetes care*, 23(5):606–611, 2000.
- [41] Melanie Brown, Sally Rudicel, and Alberto Esquenazi. Measurement of dynamic pressures at the shoe-foot interface during normal walking with various foot orthoses using the fscan system. *Foot & ankle international*, 17(3):152–156, 1996.
- [42] David Lemmon, T.Y. Shiang, Azfar Hashmi, Jan S. Ulbrecht, and Peter R. Cavanagh. The effect of insoles in therapeutic footwear—a finite element approach. *Journal of Biomechanics*, 30(6):615–620, 1997. ISSN 0021-9290. doi: [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(97\)00006-7](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(97)00006-7). URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929097000067>.
- [43] Wen-Ming Chen, Sung-Jae Lee, and Peter Vee Sin Lee. Plantar pressure relief under the metatarsal heads—therapeutic insole design using three-dimensional finite element model of the foot. *Journal of biomechanics*, 48(4):659–665, 2015.
- [44] F-scan system. <https://www.footlabs.co.uk/our-products/total-contact-inlays>. Acesso em 4 de Março de 2024.
- [45] JH Bauman and PW Brand. Measurement of pressure between foot and shoe. *The Lancet*, 281(7282):629–632, 1963.
- [46] F-scan system. <https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/f-scan-system>. Acesso em 26 de outubro de 2023.

- [47] Zahari Taha, Muhammad Syukur Norman, Syed Faris Syed Omar, and Edin Suwarganda. A finite element analysis of a human foot model to simulate neutral standing on ground. *Procedia Engineering*, 147:240–245, 2016.
- [48] KM Patil, LH Braak, and A Huson. Analysis of stresses in two-dimensional models of normal and neuropathic feet. *Medical and Biological Engineering and computing*, 34:280–284, 1996.
- [49] Ahmet Erdemir, Jeffrey J. Saucerman, David Lemmon, Bryan Loppnow, Brie Turso, Jan S. Ulbrecht, and Peter Re Cavanagh. Local plantar pressure relief in therapeutic footwear: design guidelines from finite element models. *Journal of Biomechanics*, 38(9):1798–1806, 2005. ISSN 0021-9290. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.09.009>. URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929004004361>.
- [50] JS Ulbrecht. Plantar pressure and plantar ulceration in the neuropathic diabetic foot. *Medical and surgical management of the diabetic foot*, pages 29–45, 1994.
- [51] Scott Telfer, Ahmet Erdemir, James Woodburn, and Peter R Cavanagh. Simplified versus geometrically accurate models of forefoot anatomy to predict plantar pressures: A finite element study. *Journal of biomechanics*, 49(2):289–294, 2016.
- [52] Mary K Hastings, Michael J Mueller, Thomas K Pilgram, Donovan J Lott, Paul K Commean, and Jeffrey E Johnson. Effect of metatarsal pad placement on plantar pressure in people with diabetes mellitus and peripheral neuropathy. *Foot & ankle international*, 28(1):84–88, 2007.
- [53] Wei-Li Hsi, Jiunn-Horng Kang, and Xin-Xian Lee. Optimum position of metatarsal pad in metatarsalgia for pressure relief. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 84(7):514–520, 2005.
- [54] Ana-Cruz Garcia, Juan-Vicente Durá, José Ramiro, Juan-Victor Hoyos, and Pedro Vera. Dynamic study of insole materials simulating real loads. *Foot & ankle international*, 15(6):311–323, 1994.
- [55] Hisham R Ashry, Lawrence A Lavery, Douglas P Murdoch, Monica Frolich, and David C Lavery. Effectiveness of diabetic insoles to reduce foot pressures. *The Journal of foot and ankle surgery*, 36(4):268–271, 1997.
- [56] Dor no meio dos pés? saiba as causas e tratamento. <https://www.pisadaideal.com.br/tag/baropodometria/>. Acesso em 18 de Dezembro de 2023.
- [57] Panagiotis E Chatzistergos, Roozbeh Naemi, Aoife Healy, Peter Gerth, and Nachiappan Chockalingam. Subject specific optimisation of the stiffness of footwear material for maximum plantar pressure reduction. *Annals of biomedical engineering*, 45:1929–1940, 2017.
- [58] FEBio: Finite elements for biomechanics. <https://febio.org/>. Acesso em 29 de outubro de 2023.

- [59] David G Armstrong, Edgar JG Peters, Kyriacos A Athanasiou, and Lawrence A Lavery. Is there a critical level of plantar foot pressure to identify patients at risk for neuropathic foot ulceration? *The Journal of foot and ankle surgery*, 37(4):303–307, 1998.
- [60] Peter R Cavanagh, Jan S Ulbrecht, and Gregory M Caputo. New developments in the biomechanics of the diabetic foot. *Diabetes/metabolism research and reviews*, 16(S1):S6–S10, 2000.
- [61] Wen-Ming Chen, Taeyong Lee, Peter Vee-Sin Lee, Jin Woo Lee, and Sung-Jae Lee. Effects of internal stress concentrations in plantar soft-tissue—a preliminary three-dimensional finite element analysis. *Medical Engineering Physics*, 32(4):324–331, 2010. ISSN 1350-4533. doi: <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2010.01.001>. URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350453310000020>.
- [62] Gangming Luo, Vern L Houston, Mary Anne Garbarini, Aaron C Beattie, and Chaiya Thongpop. Finite element analysis of heel pad with insoles. *Journal of biomechanics*, 44(8):1559–1565, 2011.
- [63] Abaqus finite element analysis software. <http://www.3ds.com/products-services/simulia/products/abaqus/>. Acesso em 29 de outubro de 2023.
- [64] Yang Song, Xuanzhen Cen, Hairong Chen, Dong Sun, Goran Munivrana, Kovács Bálint, István Bíró, and Yaodong Gu. The influence of running shoe with different carbon-fiber plate designs on internal foot mechanics: A pilot computational analysis. *Journal of Biomechanics*, 153:111597, 2023. ISSN 0021-9290. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2023.111597>. URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929023001665>.
- [65] The modern footwear crisis. <https://www.thespotathletics.com/blogpage/the-modern-footwear-crisis>. Acesso em 21 de Janeiro de 2023.
- [66] ANSYS. <https://www.ansys.com/>. Acesso em 26 de outubro, 2023.
- [67] J Brennan-Craddock, D Brackett, R Wildman, and R Hague. The design of impact absorbing structures for additive manufacture. In *Journal of Physics: Conference Series*, volume 382, page 012042. IOP Publishing, 2012.
- [68] James M Gerrard, Daniel R Bonanno, Glen A Whittaker, and Karl B Landorf. Effect of different orthotic materials on plantar pressures: a systematic review. *Journal of foot and ankle research*, 13(1):1–11, 2020.
- [69] Roland K Chen, Yu-an Jin, Jeffrey Wensman, and Albert Shih. Additive manufacturing of custom orthoses and prostheses—a review. *Additive manufacturing*, 12:77–89, 2016.
- [70] Yanyan Zhao, Jing Zhong, Yilin Wang, Qiwei Chen, Junfeiyang Yin, Jiejie Wang, Hong Zhao, Yanbing Li, Haihuan Gong, and Wenhua Huang. Photocurable and elastic polyurethane based on

- polyether glycol with adjustable hardness for 3d printing customized flatfoot orthosis. *Biomaterials Science*, 11(5):1692–1703, 2023.
- [71] Yan Wang, Qitao Tan, Fang Pu, David Boone, and Ming Zhang. A review of the application of additive manufacturing in prosthetic and orthotic clinics from a biomechanical perspective. *Engineering*, 6(11):1258–1266, 2020.
- [72] Philip Cardiff, A Karač, P De Jaeger, H Jasak, J Nagy, A Ivanković, and Ž Tuković. An open-source finite volume toolbox for solid mechanics and fluid-solid interaction simulations. arXiv preprint arXiv:1808.10736, 2018.
- [73] Ismet Demirdzic, P Martinovic, and Alojz Ivankovic. Numerical simulation of thermal deformation in welded workpiece. *Zavarivanje*, 31(5):209–219, 1988.
- [74] I Demirdžić, E Džaferović, and A Ivanković. Finite-volume approach to thermoviscoelasticity. *Numerical heat transfer, Part B*, 47(3):213–237, 2005.
- [75] Philip Cardiff. Development of the finite volume method for hip joint stress analysis. PhD thesis, University College Dublin Dublin, 2012.
- [76] R. Eymard, . Herbin, and T. Gallouët. Finite volume method. *Scholarpedia*, 5(6):9835, 2010. doi: 10.4249/scholarpedia.9835. revision #91264.
- [77] Christopher J Greenshields and Henry G Weller. Notes on computational fluid dynamics: General principles. (No Title), 2022.
- [78] OpenFOAM. <https://www.openfoam.com/>. Acesso em 26 de outubro de 2023.
- [79] Solid models documentation. <https://www.solids4foam.com/documentation/solid-models.html>. Acesso em 18 de Setembro de 2023.
- [80] Philip Cardiff, A Karač, and A Ivanković. A large strain finite volume method for orthotropic bodies with general material orientations. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 268:318–335, 2014.
- [81] Lixing Zhou. Theory and modeling of dispersed multiphase turbulent reacting flows. Butterworth-Heinemann, 2018.
- [82] Kinematics. <https://www.brown.edu/Departments/Engineering/Courses/En221/Notes/Kinematics/Kinematics.htm>. Acesso em 11 de Janeiro de 2023.
- [83] Kuntinee Maneeratana. Development of the finite volume method for non-linear structural applications. 2000.
- [84] Finite volume method - crash introduction. [https://www.wolfdynamics.com/wiki/fvm\\_crash\\_intro.pdf](https://www.wolfdynamics.com/wiki/fvm_crash_intro.pdf). Acesso em 21 de Setembro de 2023.



- [85] Philip Cardiff, Željko Tuković, P De Jaeger, Michael Clancy, and Alojz Ivanković. A lagrangian cell-centred finite volume method for metal forming simulation. *International journal for numerical methods in engineering*, 109(13):1777–1803, 2017.
- [86] Philip Cardiff and Ismet Demirdžić. Thirty years of the finite volume method for solid mechanics. *Archives of Computational Methods in Engineering*, 28(5):3721–3780, 2021.
- [87] Blender Foundation. Blender. <https://www.blender.org/>. Acesso em 15 de Outubro de 2023.
- [88] Radovan M Karkalić, Jovan R Radulović, and Dalibor B Jovanović. Characteristics of polyurethane and elastomer parts for shoe industry produced by liquid injection molding technology. *Vojnotehnički glasnik*, 65(4):948–967, 2017.
- [89] Şaban Bülbül, Mustafa Yaşar, and Nurettin Akçakale. Effect of changing of filling materials in nr-sbr type elastomer based rubber materials on mechanical properties. *Polymer-Korea*, 2014.
- [90] Jamel Benkahla, TN Baranger, and Jerome Issartel. Experimental and numerical simulation of elastomeric outsole bending. *Experimental mechanics*, 52:1461–1473, 2012.
- [91] Jamel Benkahla, TN Baranger, and Jerome Issartel. Fatigue life estimation for an nbr rubber and an expanded polyurethane. *Experimental Mechanics*, 53:1383–1393, 2013.
- [92] Yifang Fan, Mushtaq Loan, Yubo Fan, Zhiyu Lin, and Changsheng Lv. Foot bone in vivo: its center of mass and centroid of shape. *arXiv preprint arXiv:1009.5315*, 2010.
- [93] Alex Barwick, John Tessier, James Mirow, Xanne Janse de Jonge, and Vivienne Chuter. Computed tomography derived bone density measurement in the diabetic foot. *Journal of foot and Ankle Research*, 10(1):1–5, 2017.
- [94] K.S. Sisanth, M.G. Thomas, J. Abraham, and S. Thomas. 1 - general introduction to rubber compounding. In Sabu Thomas and Hanna J. Maria, editors, *Progress in Rubber Nanocomposites*, Woodhead Publishing Series in Composites Science and Engineering, pages 1–39. Woodhead Publishing, 2017. ISBN 978-0-08-100409-8. doi: <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-100409-8.00001-2>. URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780081004098000012>.
- [95] Laurence W. McKeen. 12 - elastomers and rubbers. In Laurence W. McKeen, editor, *The Effect of UV Light and Weather on Plastics and Elastomers (Third Edition)*, *Plastics Design Library*, pages 299–370. William Andrew Publishing, Boston, third edition edition, 2013. ISBN 978-1-4557-2851-0. doi: <https://doi.org/10.1016/B978-1-4557-2851-0.00012-8>. URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9781455728510000128>.

- 
- [96] S.H. El-Sabbagh, N.M. Ahmed, G.M. Turky, and M.M. Selim. 8 - rubber nanocomposites with new core-shell metal oxides as nanofillers. In Sabu Thomas and Hanna J. Maria, editors, *Progress in Rubber Nanocomposites*, Woodhead Publishing Series in Composites Science and Engineering, pages 249–283. Woodhead Publishing, 2017. ISBN 978-0-08-100409-8. doi: <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-100409-8.00008-5>. URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780081004098000085>.
- [97] O. Starkova and A. Aniskevich. Poisson's ratio and the incompressibility relation for various strain measures with the example of a silica-filled sbr rubber in uniaxial tension tests. *Polymer Testing*, 29(3):310–318, 2010. ISSN 0142-9418. doi: <https://doi.org/10.1016/j.polymertesting.2009.12.005>. URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0142941809002074>.
- [98] R de P Daubeny, Charles William Bunn, and CJ Brown. The crystal structure of polyethylene terephthalate. *Proceedings of the royal society of London. Series A. Mathematical and Physical Sciences*, 226(1167):531–542, 1954.
- [99] AB Thompson and DW Woods. Density of amorphous polyethylene terephthalate. *Nature*, 176(4471):78–79, 1955.
- [100] Yang Chen, Huawei Zou, Mei Liang, and Ya Cao. Melting and crystallization behavior of partially miscible high density polyethylene/ethylene vinyl acetate copolymer (hdpe/eva) blends. *Thermochimica Acta*, 586:1–8, 2014. ISSN 0040-6031. doi: <https://doi.org/10.1016/j.tca.2014.04.007>. URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0040603114001531>.
- [101] C Mittermeier and A Lion. Challenges in the experimental investigation of the caloric and thermomechanical behaviour of semi-crystalline polymers: a study on the example of polyethylene terephthalate (pet). *Polymer Testing*, 81:106252, 2020.
- [102] I Wilson, Ao Cunningham, and IM Ward. The determination of poisson's ratio compliances for polyethylene terephthalate sheets using a michelson interferometer. *Journal of Materials Science*, 11:2181–2188, 1976.
- [103] Philip Cardiff, A Karač, and A Ivanković. Development of a finite volume contact solver based on the penalty method. *Computational Materials Science*, 64:283–284, 2012.
- [104] Joao Lopes. Aplicação da simulação computacional para aferição do comportamento mecânico de solas para calçado. 2022.
- [105] cfMesh. <https://cfmesh.com/cfmesh/>. Acesso em 26 de outubro de 2023.
- [106] Mesh independence study. [https://compute.procedural.build/docs/cfd/mesh\\_independence](https://compute.procedural.build/docs/cfd/mesh_independence), . Acesso em 17 de Abril de 2023.
-

- [107] Mesh sensitivity in cfd. <https://www.simscale.com/knowledge-base/mesh-sensitivity-cfd/>, . Acesso em 17 de Abril de 2023.
- [108] ParaView. <https://www.paraview.org/>. Acesso em 26 de outubro de 2023.
- [109] Empresa Atlanta. Determinação da resistência à flexão – tipo bennewart. Disponível em <https://atlantasteps.com/pt/apresentacao>, Ano de Publicação 2005.
- [110] Satra bennewart flexing test - satra test method. URL [https://www.satra.com/test\\_methods/detail.php?id=122](https://www.satra.com/test_methods/detail.php?id=122). Acesso em 20 de Outubro de 2023.
- [111] Yanpei Fei, Wei Fang, Mingqiang Zhong, Jiangming Jin, Pin Fan, Jingtao Yang, Zhengdong Fei, Feng Chen, and Tairong Kuang. Morphological structure, rheological behavior, mechanical properties and sound insulation performance of thermoplastic rubber composites reinforced by different inorganic fillers. *Polymers*, 10(3):276, 2018.
- [112] Steven Goske, Ahmet Erdemir, Marc Petre, Sachin Budhabhatti, and Peter R Cavanagh. Reduction of plantar heel pressures: Insole design using finite element analysis. *Journal of biomechanics*, 39(13):2363–2370, 2006.
- [113] Jason Tak-Man Cheung and Ming Zhang. Parametric design of pressure-relieving foot orthosis using statistics-based finite element method. *Medical engineering & physics*, 30(3):269–277, 2008.
- [114] Georgia Melia, Petros Siegkas, Jodie Levick, and Charlotte Apps. Insoles of uniform softer material reduced plantar pressure compared to dual-material insoles during regular and loaded gait. *Applied Ergonomics*, 91:103298, 2021.