

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

UMA METODOLOGIA DE PROJETO E ANÁLISE DE SOLADOS HIPERELÁSTICOS
UTILIZANDO SIMULAÇÃO NUMÉRICA E OTIMIZAÇÃO DE FORMA

por

Daniel Contreras Mundstock

Tese para obtenção do Título de
Doutor em Engenharia

Porto Alegre, agosto de 2012.

UMA METODOLOGIA DE PROJETO E ANÁLISE DE SOLADOS HIPERELÁSTICOS
UTILIZANDO SIMULAÇÃO NUMÉRICA E OTIMIZAÇÃO DE FORMA

por

Daniel Contreras Mundstock
Mestre em Engenharia Mecânica

Tese submetida ao Corpo Docente do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, PROMEC, da Escola de Engenharia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como parte dos requisitos necessários para a obtenção do Título de

Doutor em Engenharia

Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos

Orientador: Prof. Dr. Rogério José Marczak

Comissão de Avaliação:

Prof. Dr. Aluisio Otavio Vargas Ávila

Prof. Dr. Milton Antonio Zaro

Prof. Dr. Luiz Carlos Gertz

Prof. Dr. Francis Henrique Ramos França
Coordenador do PROMEC

Porto Alegre, 22, agosto e 2012.

RESUMO

Este trabalho desenvolve uma metodologia de otimização de solado de calçados utilizando simulações estáticas de elementos finitos. Diversas medições foram realizadas em laboratório para obter dados que caracterizem a pisada humana. As medições realizadas foram das seguintes grandezas: força de reação, pressão na interface pé-solado e medição de ângulo relativo entre pé e perna. Os resultados dessa medição foram utilizados para definir e verificar um modelo 3D de elementos finitos. A geometria utilizada para gerar a malha de elementos foi construída a partir de imagens de tomografia computadorizada que passaram pelo processo de reconstrução 3D e suavização do contorno. As propriedades dos materiais utilizadas na simulação foram obtidas na literatura para a parte óssea e tecidos moles do pé. As propriedades do solado do calçado foram obtidas através de ensaios e ajuste de curvas de modelos hiperelásticos. A simulação apresentou resultados coerentes com a medição, validando o modelo para ser utilizado na otimização do solado. O solado foi otimizado para um parâmetro de geometria e um do material, objetivando a redução de picos de pressão plantar nas regiões do calcanhar e abaixo dos metatarsos em dois instantes de tempo mais representativos da pisada. A metodologia proposta é uma solução atraente para eliminação de fatores subjetivos na avaliação de um calçado e redução de custo de fabricação de protótipos, bem como para melhorar aspectos relacionados à conforto e desempenho.

Palavras-chave: Otimização; pressão plantar; solado

ABSTRACT

This paperwork develops a optimization methodology for shoe sole using finite element static simulation. Several experimental measurements were done to characterize human gait. The measured variables were: reaction force, plantar pressure and foot-leg angle. The results of experimental measurement were used to define and verify a 3D finite element model. Computerized tomography images were used to create the geometry that served as base for finite element mesher. The images were first used in 3D reconstruction and therefore boundary suavization. Bone and soft tissues properties were defined from literature. Sole material properties were defined with rubber experiment and hyperelastic model fit. Finite element model proved to be valid due to results similar to experimental tests. Sole design were optimized for one geometry parameter and one material parameter. The main goal were peek pressure reduction in heel and metatarsal head region using two representative time step. Te proposed methodology is attractive due to elimination of subjective factors in comfort evaluation and reduction of prototypes manufacturing.

Keywords: Optimization; plantar pressure; shoe sole

ÍNDICE

1	CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO	1
1.1	Revisão bibliográfica	3
1.2	Objetivos do trabalho	5
1.3	Organização do texto	6
2	CAPÍTULO 2 - CARACTERIZAÇÃO DA PISADA HUMANA	8
2.1	Procedimento experimental	9
2.1.1	Medição de pressão plantar	10
2.1.2	Medição de força resultante	12
2.1.3	Medição do ângulo do pé	13
2.2	Procedimento para aquisição dos dados	13
2.3	Resultados das medições de caracterização da pisada	15
3	CAPÍTULO 3 - MODELAGEM NUMÉRICA DA PISADA HUMANA	22
3.1	Sub-modelos necessários para simulação	24
4	CAPÍTULO 4 - CARACTERIZAÇÃO DAS PROPRIEDADES DO MATERIAL DO SOLADO	34
4.1	Procedimento experimental	34
4.2	Tratamento dos dados coletados	36
4.3	Ajuste de um modelo de material hiperelástico	38
5	CAPÍTULO 5 - SIMULAÇÃO DA PISADA UTILIZANDO MODELO DE ELEMENTOS FINITOS	47
5.1	Propriedades dos materiais utilizados na simulação	48
5.2	Condições de contorno do modelo	50
5.2.1	Instante 1	50
5.2.2	Instante 2	52
5.3	Resultados de pressão	55
5.3.1	Perfil de pressão - Instante 1	55
5.3.2	Perfil de pressão - Instante 2	58
5.4	Calibração do modelo de elementos finitos	61
6	CAPÍTULO 6 - OTIMIZAÇÃO DO SOLADO	63
6.1	Definição da função custo	64
6.2	Variáveis de projeto	68
6.3	Extração dos perfis de pressão	74
6.4	Cálculo da função custo	77

7	CAPÍTULO 7 - CONCLUSÕES.....	83
7.1	Sugestões para trabalhos futuros	88
8	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	89
9	APÊNDICE A - Distribuição de pressão plantar para diversas combinações de variáveis.....	96

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 - Ciclo da marcha humana.	8
Figura 2.2 - Curvas de forças produzidas durante a marcha.	9
Figura 2.3 – Calçado utilizado no procedimento experimental.	10
Figura 2.4 - Distribuição dos sensores na palmilha de pressão.	11
Figura 2.5 – Componentes do sistema de palmilhas utilizado.	11
Figura 2.6 – Eixos de medição da plataforma de força.	12
Figura 2.7 – Ângulos monitorados durante a pisada.	13
Figura 2.8 - Representação do procedimento de medição e posição dos equipamentos.	14
Figura 2.9 – Resultados de força de reação das medições em laboratório.	20
Figura 2.10 – Resultado de variação do ângulo β das medições.	21
Figura 3.1 – Posicionamento do pé com um goniômetro.	25
Figura 3.2 – Imagens geradas da tomografia computadorizada.	26
Figura 3.3 – Reconstrução da parte óssea e mole para primeiro instante de tempo.	27
Figura 3.4 - Reconstrução da parte óssea e mole para segundo instante de tempo.	27
Figura 3.5 - Superfície suavizada dos ossos e externa para instante de tempo do toque do calcanhar.	28
Figura 3.6 - Superfície suavizada externa e dos ossos para instante de tempo do impulso final.	28
Figura 3.7 – Resumo das etapas para a geração de uma geometria tridimensional a partir de uma imagem de um tomógrafo.	29
Figura 3.8 – Sólido formado pela nuvem de pontos fornecida pelo scanner 3D	30
Figura 3.9 – Geometria do solado suavizada e parametrizada.	30
Figura 3.10 – Conjunto de geometrias usado para geração da malha de elementos finitos no instante após o toque do calcanhar.	31
Figura 3.11 - Conjunto de geometrias usado para geração da malha de elementos finitos no instante do impulso final.	32
Figura 3.12 – Malha de elementos finitos gerada no modelo para o instante de tempo após o toque do calcanhar - Instante 1.	33
Figura 3.13 - Malha de elementos finitos gerada no modelo para o instante de tempo do impulso final - Instante 2.	33
Figura 4.1 – (a) Dimensões do corpo de prova padrão de tração ASTM D412; (b) Dispositivo de corte para corpos de prova. Fonte: Marczak et al 2006	34
Figura 4.2 – Ensaio de tração realizado conforme ASTM D412.	35
Figura 4.3 – Curva característica resultante e curvas utilizadas na média.	36
Figura 4.4 – Dados utilizados na conversão da curva força versus deslocamento em tensão versus deformação.	37
Figura 4.5 – Curva tensão versus deformação obtida com a conversão.	37
Figura 4.6 – Ajuste da curva do ensaio de tração e predição do comportamento de outros ensaios para o modelo de Mooney-Rivlin de 2 termos.	39
Figura 4.7 - Ajuste da curva do ensaio de tração e predição do comportamento de outros ensaios para o modelo de Mooney-Rivlin de 3 termos.	39
Figura 4.8 - Ajuste da curva do ensaio de tração e predição do comportamento de outros ensaios para o modelo de Mooney-Rivlin de 5 termos.	40

Figura 4.9 - Ajuste da curva do ensaio de tração e predição do comportamento de outros ensaios para o modelo de Mooney-Rivlin de 9 termos.....	40
Figura 4.10 - Ajuste da curva do ensaio de tração e predição do comportamento de outros ensaios para o modelo de Yeoh de 2 termos.....	41
Figura 4.11 - Ajuste da curva do ensaio de tração e predição do comportamento de outros ensaios para o modelo de Yeoh de 3 termos.....	41
Figura 4.12 - Ajuste da curva do ensaio de tração e predição do comportamento de outros ensaios para o modelo de Yeoh de 5 termos.....	42
Figura 4.13 - Ajuste da curva do ensaio de tração e predição do comportamento de outros ensaios para o modelo de Ogden de 2 termos.....	42
Figura 4.14 - Ajuste da curva do ensaio de tração e predição do comportamento de outros ensaios para o modelo de Ogden de 3 termos.....	43
Figura 4.15 - Comportamento esperado para ajuste de curvas dos ensaios de tração uniaxial, cisalhamento puro e compressão.....	45
Figura 5.1 - Posições temporais dos instantes 1 e 2 no gráfico de força de reação.....	47
Figura 5.2 - Definição de materiais utilizada por partes do pé.....	48
Figura 5.3 - Eixo de aplicação da carga.....	50
Figura 5.4 – Força aplicada ao modelo de elementos finitos.....	51
Figura 5.5 – Deslocamento aplicado nos ossos do modelo de elementos finitos.....	51
Figura 5.6 – Deslocamento aplicado ao solado do modelo de elementos finitos.....	52
Figura 5.7 - Eixo usado para aplicar força e restrições.....	53
Figura 5.8 - Força aplicada no modelo de elementos finitos para segundo instante de tempo.....	53
Figura 5.9 - Deslocamento prescrito na parte óssea do modelo de elementos finitos para o segundo instante de tempo.....	54
Figura 5.10 - Deslocamento prescrito na parte inferior do solado - região do calcanhar.....	54
Figura 5.11 - Deslocamento prescrito na parte inferior do solado - região frontal.....	55
Figura 5.12 – (a) Resultado de pressão entre pé e solado da simulação por elementos finitos com escala automática e (b) com escala igual à utilizada na medição com palmilha em laboratório.....	56
Figura 5.13 – Resultados de pressão da simulação do primeiro instante de tempo mostrados com a resolução e escala de cores da palmilha de medição.....	57
Figura 5.14 – Resultado de pressão do primeiro instante de tempo (a) palmilha de medição (b) simulação.....	58
Figura 5.15 - Distribuição de pressão na parte frontal para a simulação do segundo instante de tempo.....	59
Figura 5.16 - Resultados de pressão da simulação do segundo instante de tempo mostrados com a resolução e escala de cores da palmilha de medição.....	60
Figura 5.17 - Resultado de pressão do segundo instante de tempo (a) palmilha de medição (b) simulação.....	61
Figura 6.1 - Geometria do solado com a posição dos pontos utilizados para controle dos níveis de pressão.....	65
Figura 6.2 - Métricas para montagem de uma função custo em uma curva exemplo.....	66
Figura 6.3 - Distância entre os resultados da curva de pressão e a distribuição considerada como ideal.....	67
Figura 6.4 - Furo inserido na região do calcanhar e a variável de projeto "R".....	69

Figura 6.5 - Ajuste da curva de teste uniaxial do material do solado com modelo de Ogden.	70
Figura 6.6 - Alterações no modelo de Ogden com a modificação da variável de projeto α_2 para 0,00035.....	70
Figura 6.7 - Alterações no modelo de Ogden com a modificação da variável de projeto α_2 para 0,0009.....	71
Figura 6.8 - Alterações no modelo de Ogden com a modificação da variável de projeto α_1 para 2,5.....	71
Figura 6.9 - Alterações no modelo de Ogden com a modificação da variável de projeto α_1 para 4,5.....	72
Figura 6.10 - Listagem das combinações de valores das variáveis de projeto.....	73
Figura 6.11 - Resultados de pressão nodal na região do calcanhar em função de α_2 . Instante 1. R=0.....	74
Figura 6.12 - Resultados de pressão nodal na região do calcanhar em função de α_2 . Instante 1. R=15.....	75
Figura 6.13 - Resultados de pressão nodal na região do calcanhar em função de α_2 . Instante 1. R=20.....	75
Figura 6.14 - Resultados de pressão nodal na região do calcanhar em função de α_2 . Instante 1. R=25.....	76
Figura 6.15 - Resultados de pressão nodal na região frontal em função de α_2 . Instante 2. R=0...76	
Figura 6.16 - Resultados de pressão nodal na região do calcanhar em função de α_2 e R. Instante 1.....	77
Figura 6.17 - Superfície gerada com linhas de níveis pela interpolação dos resultados da função custo em relação às duas variáveis de projeto.....	80
Figura 6.18 - Vista de topo da superfície gerada com linhas de níveis pela interpolação dos resultados da função custo em relação às duas variáveis de projeto.....	80
Figura 6.19 - Superfície gerada com linhas de níveis pela interpolação dos resultados da função custo excluindo o intervalo onde R varia de 0 a 15mm em relação às duas variáveis de projeto.....	81
Figura 6.20 - Vista de topo da superfície gerada com linhas de níveis pela interpolação dos resultados da função custo excluindo o intervalo onde R varia de 0 a 15mm em relação às duas variáveis de projeto.	81

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 - Dados sobre equipamentos utilizados nas medições.....	14
Tabela 2.2 - Resumo dos resultados de força, pressão e ângulo ao longo do tempo separados em onze instantes.	16
Tabela 2.3 (cont.)- Resumo dos resultados de força, pressão e ângulo ao longo do tempo separados em onze instantes.....	19
Tabela 6.1 - Combinações possíveis das métricas para geração de uma função custo.....	67
Tabela 6.2 - Valores assumidos pelas variáveis de projetos para as novas simulações.....	73
Tabela 6.3 - Resumo dos resultados de pressão nos pontos de controle, valor de f_{med} calculado e resíduo para cada combinação de variáveis de projeto.	78
Tabela 6.4 - Listagem do valor da função custo para cada combinação de variáveis de projeto..	80

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO

O desenvolvimento de calçados envolve requisitos como: atender as necessidades de uso (conforto, durabilidade, proteção), possuir uma geometria que não dificulte ou impeça a produção do mesmo modelo em diferentes tamanhos, possuir baixo custo para permitir competitividade e lucro, entre outros. Existem muitas empresas fabricantes de calçados que baseiam os seus projetos em experiência de projetistas utilizando o método de tentativa e erro. Porém, grandes empresas já utilizam ferramentas mais modernas como instrumentação de calçados, projetos 3D parametrizados e cálculo estrutural por simulação numérica. A implementação de uma metodologia mais completa requer maior nível de conhecimento em diferentes áreas (instrumentação, biomecânica, materiais biológicos, métodos numéricos de simulação e otimização) e conseqüentemente maior investimento. As empresas que fazem este tipo de investimento não divulgam o conhecimento adquirido por motivos óbvios.

Estruturalmente, o calçado constitui uma interface entre o corpo humano e o piso, sendo o responsável por atenuar as cargas transmitidas por essa interface. Portanto, neste contexto o calçado realiza uma tarefa similar à de uma suspensão, filtrando cargas de modo a redistribuí-las de forma menos nociva ao corpo humano. Tratando o calçado, então, como uma suspensão, a dificuldade de qualquer caracterização matemática do fenômeno da pisada repousa exatamente não apenas na complexidade da mesma, mas também na unicidade do movimento associado a cada indivíduo. Diversos fatores contribuem para tornar a pisada humana um fenômeno complexo, como por exemplo:

- Comportamento e propriedades dos materiais do pé e calçado
- Geometria complexa do calçado e do pé
- Impacto entre pé, calçado e chão

Ao apoiar o pé no chão durante a caminhada, cria-se um impacto entre o chão, o solado do calçado e o pé. Por conseqüência, tem-se a distribuição de forças e a acomodação dos materiais dos componentes. Alguns desses efeitos possuem duração de alguns segundos e outros duram micro-segundos.

Os corpos envolvidos nesse impacto possuem uma geometria com formas irregulares e bastante complexas. O pé é formado por ossos, músculos, ligamentos, e outros tecidos. Seu formato em cada instante de tempo depende do seu uso. Em alguns momentos o pé deve servir como apoio do peso do corpo que é descarregado em uma fração de segundo e em outros

momentos o pé deve funcionar como uma alavanca rígida que auxilia a impulsão do corpo. Para atender essas necessidades, os calçados são projetados com formas complexas para poder atender os requisitos inerentes a sua utilização, como por exemplo, amortecimento.

O corpo humano é composto por materiais com comportamento de difícil representação e por isso são objeto de estudo atualmente, no mundo inteiro. Os ossos são materiais porosos com fluídos preenchendo esses espaços e possuem capacidade de crescimento nas direções solicitadas. Por consequência, o osso possui propriedades não-homogêneas e que variam de acordo com a direção. Os músculos podem apresentar comportamento diferentes quando em repouso e contraídos e assim como os tendões, conseguem suportar uma grande quantidade de carga. Os materiais que compõem o corpo humano apresentam características não triviais como anisotropia e não-linearidades diversas. Logo, diversos modelos de materiais são propostos para representação desses comportamentos. Muitos artigos propõem [Chen et al, 2010] uma metodologia de definição de propriedades de material para o osso a partir de imagens de uma tomografia computadorizada. A definição do módulo de elasticidade é feita para cada ponto de integração do modelo, baseada em uma fórmula que o relaciona com a densidade dos ossos das imagens. Músculos são igualmente complexos para se representar matematicamente, e ainda não dispõe de modelos universalmente aceitos. Algumas destas propostas são baseadas em dezenas de parâmetros e já são capazes de reproduzir tanto o comportamento ativo quanto o passivo do músculo [Lu et al, 2010].

Do ponto de vista construtivo, calçados são manufaturados basicamente com o emprego de polímeros (em suas muitas variações), o que torna as relações constitutivas desses materiais de grande importância na análise e simulação de calçados. Mesmo quando materiais naturais como couro ou cortiça são empregados, relações constitutivas hiperelásticas ou viscoelásticas podem ser usadas convenientemente para descrever o comportamento desses materiais. Por outro lado, o conhecimento sobre o seu comportamento não é difundido, algo essencial no projeto e desenvolvimento de componentes. Isso faz com que tenhamos projetos com pouco aproveitamento das capacidades do material. Desta maneira, existe uma lacuna entre o conhecimento da biomecânica da marcha humana e o conhecimento do comportamento de materiais elastoméricos de engenharia no desenvolvimento de calçados, argumento que justifica parcialmente o presente trabalho.

1.1 Revisão bibliográfica

O projeto de calçados considera o conforto como uma importante variável de projeto, sendo este julgado pelo indivíduo que veste o calçado. Os relatos sobre a percepção de conforto são importantes, mas essa informação não consegue quantificar as causas do conforto ou desconforto. Pesquisas têm mostrado que a medição da distribuição da pressão plantar está relacionada a desconforto, dores nos pés em pessoas saudáveis e formação de úlceras em pacientes diabéticos.

O artigo de Jordan, C., Bartlett, R. 1995, estabelece uma relação entre a percepção de conforto e a distribuição de pressão na superfície plantar e dorsal durante a utilização de calçados comerciais para uso casual. Este estudo sugere que um incremento na força total plantar pode estar relacionado a diminuição na percepção do conforto.

A relação entre distribuição anormal de pressão plantar e a inflamação na fásia plantar é mostrada por Rajput e Abboud, 2004. Os autores mostram que, a medida que o solado do calçado se degrada, a distribuição de pressão plantar se altera e a incidência de lesões aumenta.

O solado do calçado é apenas um dos fatores que influenciam os níveis de pressão plantar. Para entender quais variáveis impactam nos resultados de medição de pressão plantar, existem alguns estudos como o de Dixon et al, 2003 que avaliam a influência do conjunto piso-solado nos picos de pressão utilizando sensores dentro dos calçados, pois, segundo os autores, o tipo de piso em que o calçado é utilizado também possui um papel importante nos valores de pressão gerados no pé. Com o mesmo objetivo de considerar mais variáveis que possam influenciar na percepção de conforto da pisada, MacLean et al, 2009 estudaram a combinação entre diferentes tipos de solado e palmilhas. Isso mostra a complexidade do mecanismo da pisada humana.

Arndt et al, 2003 realizaram medições de pressão plantar em dois modelos de botas militares (um modelo existente e utilizado e um modelo novo introduzido) e Hinz et al, 2008 estudaram os níveis força gerados em botas militares e compararam os resultados das botas existentes com resultados das botas adicionadas de palmilhas (construídas empiricamente). Ambos autores relatam a existência de problemas de fraturas por tensões nos pés dos soldados devido a marcha. O artigo de Arndt et al, 2003 mostra que o novo modelo de botas aumenta o nível de pressão plantar, mesmo possuindo um solado mais macio. Uma redução nos valores de força foi conseguido através de algumas palmilhas no trabalho de Hinz et al, 2008. Atletas também são alvos de estudo da pressão plantar por poderem apresentar fratura por tensões. Wiegerinck et al, 2009 utilizaram palmilhas de medição de pressão e mostram as diferenças

significativas encontradas nos níveis de pressão, picos de força e área de contato ao se utilizar diferentes calçados de corrida.

Para pessoas portadoras de diabetes e hanseníase, distribuição anormal e picos de pressão plantar durante a caminhada podem causar a perda da função da pele. Neuropatia periférica é uma conhecida causa para formação de úlceras em pacientes com diabetes, pois a falta de sensibilidade na região permite repetitivos danos ao tecido. A falta de sensibilidade pode ocasionar ferimentos por batidas repetitivas, queimaduras por não distinguir quente e frio e até por cortar as unhas de maneira errada. Úlceras na região do pé podem ter como consequência infecções, amputações dos membros e até a morte [Begg et al, 2008]. O risco de desenvolver uma úlcera pode ser de até 25% em pessoas com diabetes e úlceras precedem 85% das amputações não traumáticas dos membros inferiores [Bus et al, 2009]. Úlceras tendem a acontecer em regiões com picos de pressão como a cabeça do metatarso e em geral são demoradas para curar, pois o diabético possui uma circulação sanguínea debilitada, o que dificulta o combate a doenças. O alto custo de tratar úlceras, o impacto na qualidade de vida e o grande aumento no risco de amputação enfatizam a importância da sua prevenção [Cobb et al, 2001]. Um interesse atual é verificado no desenvolvimento de calçados para pessoas com neuropatia.

Atualmente acredita-se que as tensões de corte tenham igual influência que tensões normais na formação de injúrias e por isso têm recebido maior atenção. Tensões de corte na pele podem gerar bloqueio do fluxo sanguíneo e por consequência tensões adicionais pelo aumento de pressão sanguínea [Hosein et al, 2000]. Tensões normais são geradas pelas repetitivas pressões verticais que o pé sofre enquanto tensões de corte são originadas pelo escorregamento de tecidos superficiais em relação a tecidos internos. Algumas das soluções encontradas para redução dos picos de pressão na região plantar são: a utilização de artefatos ortopédicos como insertos de contato total, meias com baixo coeficiente de atrito, palmilhas personalizadas, calçados personalizados para alívio de carga na parte frontal do pé, insertos flexíveis na região de picos de pressão [Actis et al, 2008; Dai et al, 2006]. A solução utilizada precisa ser funcional (sem demandar alto custo energético na caminhada) e também confortável para estimular a caminhada dos pacientes que a utilizam. Calçados para alívio de carga na parte frontal normalmente comprometem o conforto da caminhada. Predizer o efeito da redução da pressão é difícil e diversos estudos reportam diferenças desse efeito para diferentes calçados e palmilhas. Considerando que as causas desse tipo de problema são bem conhecidas (picos de tensões), pode-se ver inúmeras estratégias para resolvê-lo. Stewart et al, 2007 avaliaram a redução de picos de pressão plantar através de formatos não convencionais de solados “instáveis” e Nigg et

al, 2006 usam calçados instáveis para estudar os efeitos destes calçados na atividade muscular e na cinemática da pisada. Calçados instáveis possuem a parte inferior do solado curva e tendem a transferir parte da pressão que ocorre na região do calcanhar para a parte frontal do pé. As soluções mais antigas para eliminar picos de pressão se baseiam em habilidades manuais e experiência do ortopedista e é notável a tentativa de se obter uma solução que possa ser aplicada em grande escala. Porém, a individualidade do corpo de cada ser humano dificulta essa tarefa. Até mesmo o requisito básico de conforto não é exato como foi citado anteriormente.

Guldemon et al, 2007 conseguiram definir através de diversas medições usando palmilhas de pressão, qual das atividades diárias (caminhar em piso nivelado, caminhar em rampa e escada, realizando curvas e iniciando a caminhada desde o repouso sentado) gera os maiores níveis de pressão na sola do pé para um diabético. A caminhada foi a atividade com maior pico de pressão. Se alto nível de pressão plantar é a causa de problemas para diabéticos, essa atividade (caminhada) deve ser usada para definir a geometria do solado.

Giacalone et al, 2001 compararam o nível de pressão resultante na sola do pé durante a caminhada para três tipos de calçados (sendo um deles para diabéticos e outro para pós operatórios). Giacalone et al já alertam para a dificuldade de construção de um calçado que reduza os níveis de pressão em um pé diabético e mostram que bons resultados podem ser conseguidos com calçados personalizados, mas calçados utilizados em pós-operatórios não provém uma grande redução nos picos de pressão. Lott et al, 2007 fazem um estudo comparativo similar ao de Giacalone comparando os níveis de pressão plantar para diferentes soluções de calçados para diabéticos e concluem que os calçados terapêuticos avaliados são eficientes na redução de pressão plantar.

Diversos outros autores [Zou, D. et al, 2008 , Fong, D. T. et al, 2008 , Meng, Z. L. et al, 2007 , Yung-Hui, Lee et al, 2005] realizaram estudos de medição de pressão plantar a fim de entender seus efeitos. Esse conhecimento é importante no ponto de vista do tratamento médico. Do ponto de vista da engenharia de calçado, esse conhecimento auxilia parcialmente, pois ele fornece informações sobre os efeitos que se deseja evitar do calçado sobre o pé.

1.2 Objetivos do trabalho

Este trabalho tem por objetivo estudar o funcionamento do conjunto pé-calçado durante a pisada humana, avaliando as conseqüências da marcha sobre o solado e sobre o pé. Em uma

segunda etapa, desenvolver uma metodologia de otimização da performance do solado. A avaliação do desempenho do calçado é feita através de medições utilizando sensores de força, pressão e imagem e também é feita através de simulações numéricas.

Propõe-se o desenvolvimento de uma metodologia para desenvolvimento de solado de calçados utilizando técnicas de otimização, visando maximizar seu desempenho quanto a um critério especificado. Para tal, se faz necessário realizar uma pesquisa bibliográfica sobre as disciplinas envolvidas nesse trabalho. Entre elas, se pode citar: desenvolvimento de solado de calçados, estudo de materiais elastoméricos (direcionado a simulação numérica), pesquisa clínica sobre a pisada humana e modelos numéricos para simulação da pisada humana.

Portanto, pode-se listar como objetivos específicos do presente trabalho:

- Realizar medições de pressão plantar, força de reação e posição do pé durante a pisada de um indivíduo em laboratório. Essa etapa é fundamental para entender a mecânica da pisada humana, definir o desempenho de um calçado e gerar dados a serem utilizados na simulação.

- Realizar a calibração dos modelos constitutivos para a borracha do solado do calçado utilizado nas medições para avaliação da performance do calçado.

- Gerar um modelo numérico capaz de reproduzir o comportamento observado em laboratório e capaz de fornecer informações relevantes para o projeto de calçados.

- Propor uma metodologia de modificação da geometria e material de solados de calçados baseada em resultados de medições práticas e cálculos de simulação da pisada.

1.3 Organização do texto

O texto encontra-se dividido em oito capítulos. O capítulo dois traz o procedimento realizado e os resultados de medições de pressão plantar, força de reação e posição do pé durante a pisada de um indivíduo em laboratório. No capítulo três é feita uma revisão dos artigos que se aproximam da proposta desse trabalho no assunto simulação numérica da pisada humana para então ser abordado como foi montado o modelo numérico utilizado aqui. Este capítulo descreve todas as etapas de captura de imagem para formação de uma malha de elementos finitos. O capítulo quatro descreve o procedimento adotado para se obter as propriedades do material do solado do calçado com ensaios em laboratório e também a determinação das curvas características do material. O quinto capítulo mostra a montagem dos estudos para a simulação da pisada, indicando as condições de contorno usadas e os resultados de pressão obtidos. A

variáveis de projeto definidas e o procedimento utilizado para determinar uma função custo que fosse minimizada para alteração do calçado estão descritas no capítulo seis. O sétimo capítulo contém a discussão dos resultados obtidos neste trabalho.

CAPÍTULO 2 - CARACTERIZAÇÃO DA PISADA HUMANA

Durante a marcha, ocorrem movimentos cíclicos que podem ser divididos em eventos. São eles: toque do calcanhar e impulso final. Dentro desses eventos cada perna estará em uma fase diferente. Uma das pernas estará na fase de apoio e a outra perna estará na fase de balanço (sendo projetada a frente do corpo para o passo seguinte) como pode ser visto na Figura 2.1.

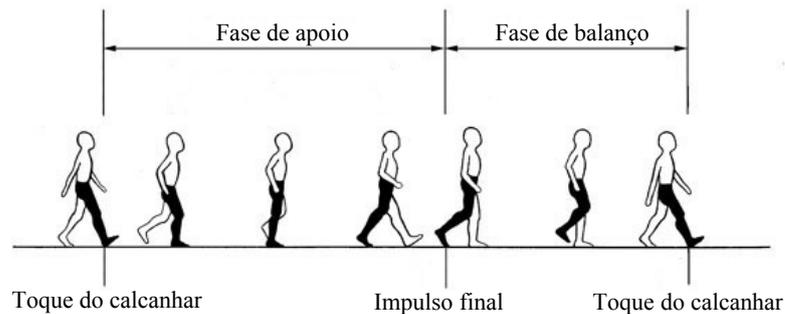


Figura 2.1 - Ciclo da marcha humana.

A fase que ocorre entre o toque do calcanhar e o impulso final é a pisada. A força de reação que ocorre durante a pisada pode ser medida e o seu gráfico em relação ao tempo segue um padrão e pode ser utilizado para definir condições de contorno e verificar resultados de uma simulação numérica da pisada. Diversas forças atuam durante a caminhada, mas duas são comumente utilizadas: vertical e horizontal (corte). O padrão da força vertical exhibe dois picos sendo que o primeiro ocorre após o toque do calcanhar e o segundo ocorre um pouco antes da saída do pé. O valor máximo dessa força é um pouco superior ao peso do corpo da pessoa, pois temos uma carga dinâmica. Logo após o primeiro pico de força vertical, pode-se ver uma queda no valor que coincide com um momento sem força de cisalhamento. A força horizontal (de cisalhamento) mostra uma frenagem inicial (junto ao primeiro pico de força vertical) e então o sentido dessa força se inverte quando o pé se encontra na fase de impulso final (junto ao segundo pico de força vertical). Um exemplo de forma das curvas de força está ilustrado na Figura 2.2. Fica claro que existem dois instantes de tempo durante a pisada que geram as maiores cargas no pé, toque do calcanhar e impulso final. A força vertical e a força de corte têm seus valores máximos alcançados nesses instantes. É possível prever que os maiores esforços que o pé sofre durante a pisada ocorrem nesses dois instantes de tempo e um estudo baseado nesses instantes pode ser suficiente para o projeto de solados. Os dois picos de força devem produzir picos de pressão na sola do pé. Se os picos de pressão causam desconforto e úlceras, os gráficos de força (junto com os de pressão) são fundamentais para a criação de um modelo de elementos finitos e são obtidos por medições no presente trabalho.

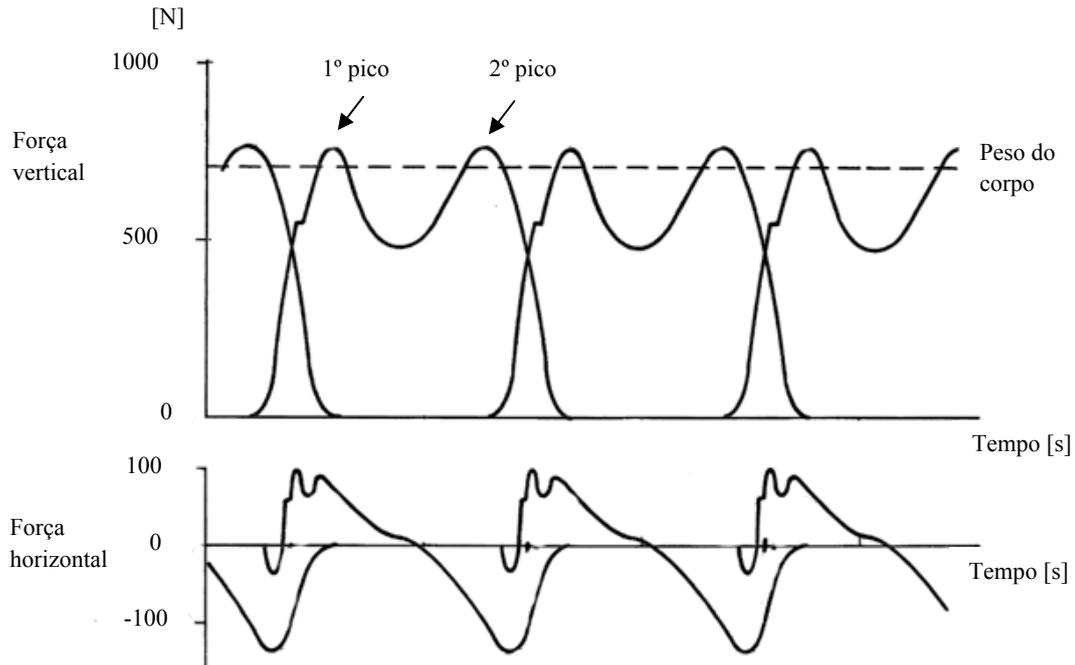


Figura 2.2 - Curvas de forças produzidas durante a marcha.

Foram feitas diversas medições utilizando um exemplar de um calçado com o objetivo de gerar dados de entrada dos cálculos e também para verificação dos resultados das simulações. As grandezas medidas foram pressão plantar (entre pé e sola do calçado), força de reação da pisada e ângulo do pé em relação à perna durante a pisada.

2.1 Procedimento experimental

O procedimento experimental consiste em realizar medições de pressão plantar, força de reação e posição do pé durante a pisada de um indivíduo em laboratório. As medições foram realizadas com um indivíduo de 31 anos, 80kg e 1,81m. O modelo de calçado selecionado foi o que apresentou maior simplicidade geométrica do solado, ou seja, uma geometria sem descontinuidades, composta por apenas um material e sem dispositivos auxiliares de amortecimento. Uma geometria de solado simples demanda menos recurso computacional na simulação e possibilita mais alterações simples durante a otimização. O modelo de calçado utilizado pode ser visto na Figura 2.3.



Figura 2.3 – Calçado utilizado no procedimento experimental.

2.1.1 Medição de pressão plantar

A pressão que ocorre na interface entre a planta do pé e o solado do calçado foi medida utilizando um sistema de palmilhas (Pedar-X da Novel[®]) que possui noventa e nove sensores distribuídos conforme ilustrado na Figura 2.4. A palmilha é inserida entre o solado do calçado e o pé. Por ter uma espessura muito pequena, ela não insere uma perturbação no caminhar da pessoa ou no comportamento do solado. O sinal gerado nos sensores das palmilhas chega até um transmissor através de cabos e então esse sinal é enviado ao computador que armazena esses dados e faz seu tratamento (Figura 2.5). Foram feitas medições dinâmicas com o intuito de utilizar esses dados para validar o modelo numérico. A pressão entre a sola do pé e o solado do calçado é utilizada para avaliar a o nível de conforto de um calçado. É por isso que esse resultado será importante em um posterior processo de otimização.

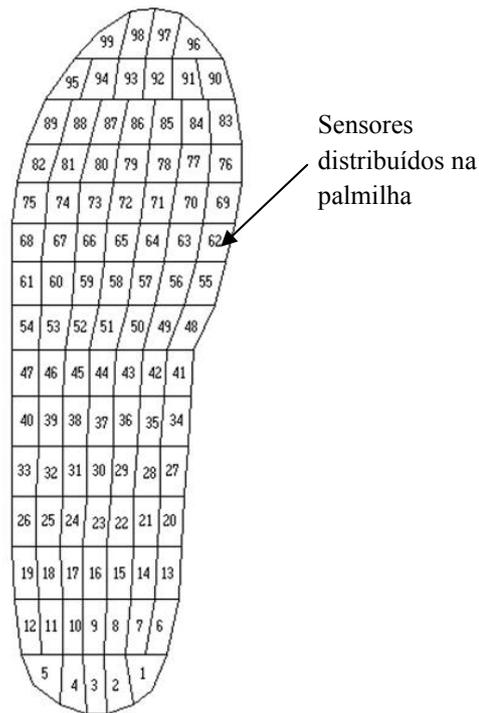


Figura 2.4 - Distribuição dos sensores na palmilha de pressão.

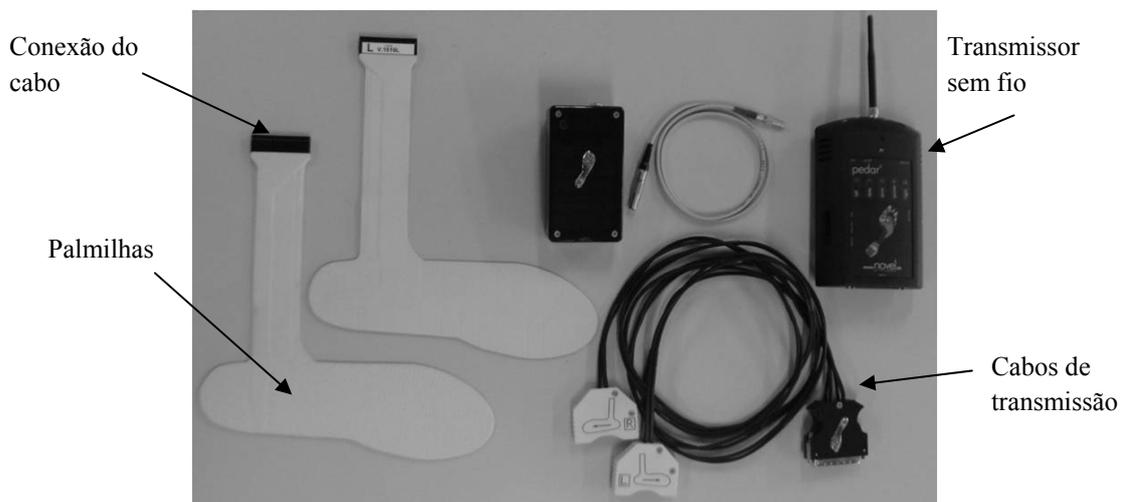


Figura 2.5 – Componentes do sistema de palmilhas utilizado.

O resultado obtido com esse equipamento é um valor de pressão para cada sensor existente. Esse valor de pressão de cada sensor pode ser único se a medição for estática ou pode variar ao longo do tempo se a medição for dinâmica. Esses valores podem ser colocados em um gráfico formando uma superfície que facilita a visualização desse resultado, especialmente quando se deseja fazer uma avaliação qualitativa. Foram realizadas cinco aquisições dinâmicas. Os valores de pressão das cinco passagens para cada sensor da palmilha foram combinados

através de média simples para obtenção de apenas um valor de pressão para cada sensor em cada instante de tempo, formando uma superfície para cada instante de tempo. As superfícies de pressão resultantes estão ilustradas na Tabela 2.1.

2.1.2 Medição de força resultante

Com a utilização de uma plataforma de força (AMTI[®] modelo OR6-7-2000), mediu-se a força resultante do apoio do pé no solo em situação dinâmica. O resultado obtido é uma curva da variação da força (para cada direção) ao longo do tempo. Foram medidas forças em duas direções, como pode ser visto na Figura 2.6. Esses resultados podem ser utilizados para validação do modelo numérico e para definição de condições de contorno, pois a medição de força não é dependente do calçado utilizado, como ocorre na medição de pressão plantar. Mesmo alterando a geometria do solado, o valor da força de reação permanece o mesmo. Foram realizadas dez passagens do indivíduo pela plataforma de força. As dez curvas foram condensadas em uma curva resultante através de média simples que está ilustrada na Figura 2.9.

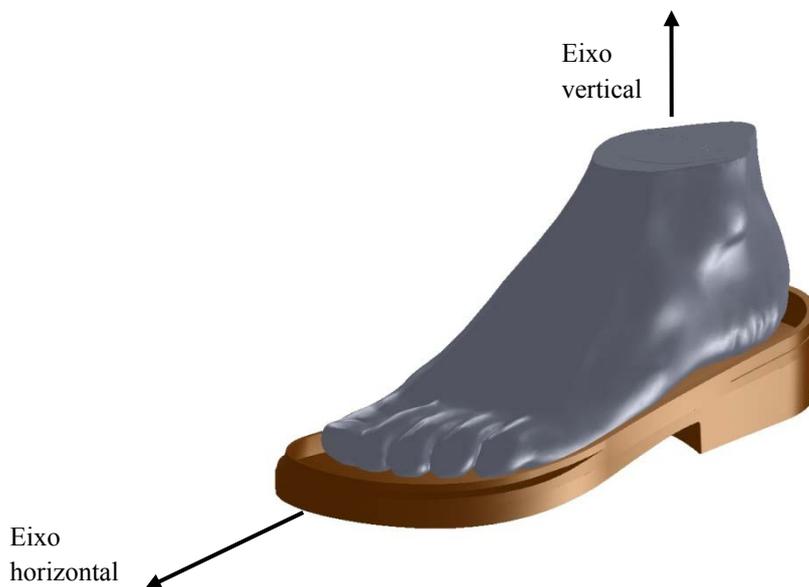


Figura 2.6 – Eixos de medição da plataforma de força.

2.1.3 Medição do ângulo do pé

A posição do pé e da perna em cada instante de tempo da pisada foi monitorada utilizando câmeras de vídeo (MotionVision[®] DALLSTAR CA-D6). Este método permite uma medição bastante confiável aliada a não inserção de dispositivos que poderiam influenciar no movimento. Os ângulos monitorados durante a caminhada estão ilustrados na Figura 2.7, sendo que apenas o ângulo β foi calculado em tempo real pelo sistema de aquisição e o ângulo α foi calculado em um pós-processamento. Essa medição fornece um gráfico que relaciona a variação ao longo do tempo do ângulo entre dois segmentos de reta criados ligando pontos reflexivos presos ao indivíduo. Estes dados servem tanto para validação dos resultados da simulação quanto para definir a posição em que o pé deve estar durante a tomografia computadorizada (base para criação do modelo numérico).

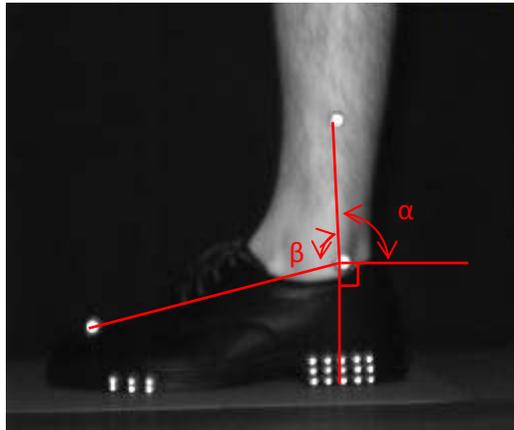


Figura 2.7 – Ângulos monitorados durante a pisada.

Com as medições citadas, pode-se determinar para cada instante de tempo a posição do pé (articulações mais importantes), forças de reação no solo e distribuição de pressões na sola do pé.

2.2 Procedimento para aquisição dos dados

A pesquisa foi realizada no laboratório de biomecânica do IBTeC utilizando uma plataforma de força instalada em uma passarela de dez metros, devidamente demarcada, orientando a trajetória da caminhada. Esta passarela está equipada com fotocélulas conectadas a um cronômetro para a medição da velocidade do indivíduo. Ao lado da primeira plataforma de

força, foi posicionada a câmera para cinemetria. A Figura 2.8 ilustra as instalações indicando a posição de cada equipamento.

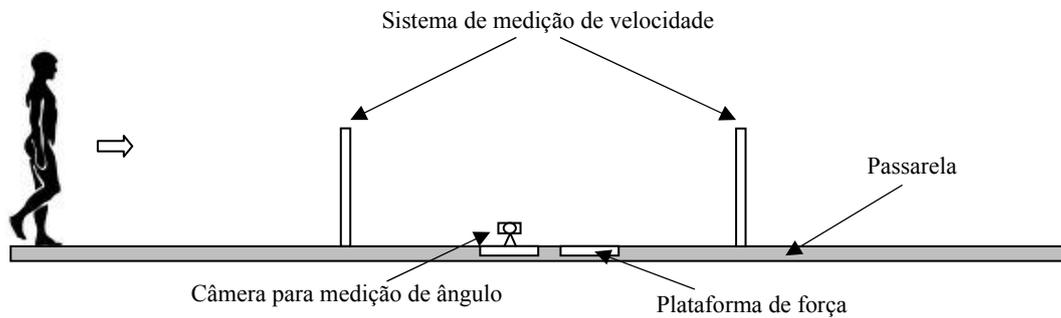


Figura 2.8 - Representação do procedimento de medição e posição dos equipamentos.

Os dados da plataforma de força, câmera e cronômetro foram obtidos simultaneamente. Os dados de pressão plantar foram obtidos em passagens diferentes das utilizadas para aquisição de força pela passarela. Esse é o protocolo utilizado para evitar interferências entre os diversos sistemas de medição.

A Tabela 2.1 resume os dados relacionados aos equipamentos utilizados, tipo de sensor e incerteza associada.

Tipo de medição	Equipamento utilizado	Resultado obtido	Taxa de aquisição	Incerteza associada
Pressão plantar	Palmilha de pressão	Valor de pressão para cada sensor existente na palmilha em cada instante de tempo	100Hz	2%
Força de reação	Plataforma de força	Valor de força de reação em X, Y e Z para cada instante de tempo.	2000Hz	300gf
Ângulo do pé	Câmera de vídeo	Valor do ângulo formado por pontos de referência para cada instante de tempo	955Hz	0,2 grau

Tabela 2.1 - Dados sobre equipamentos utilizados nas medições.

2.3 Resultados das medições de caracterização da pisada

Uma grande quantidade de dados foi gerada pelas altas taxas de aquisição utilizadas. Para sincronização de todas as medições, o tempo foi normalizado e definido de 0 a 100% considerando o instante inicial como o toque do calcanhar e o instante final como o desprendimento do pé. A Tabela 2.2 e a Tabela 2.3 foram montadas para ilustrar os resultados de força, pressão e ângulo que são dependentes do tempo. O tempo total da pisada foi dividido em onze instantes com a finalidade de capturar todos os eventos importantes.

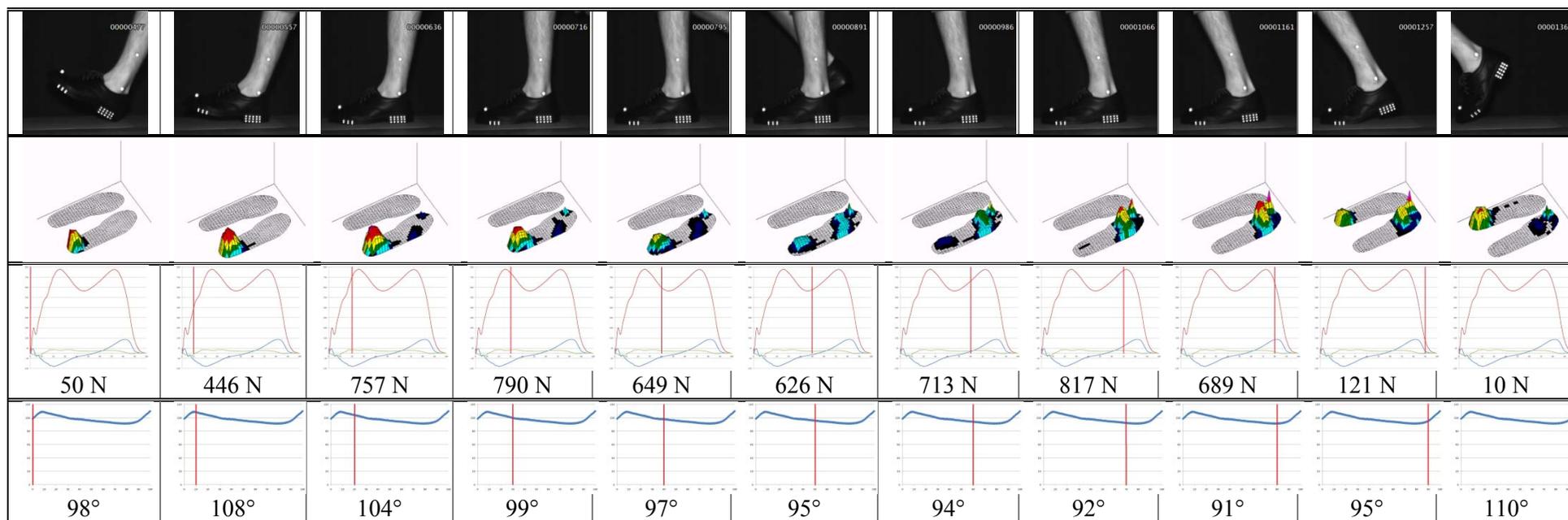


Tabela 2.2 - Resumo dos resultados de força, pressão e ângulo ao longo do tempo separados em onze instantes.

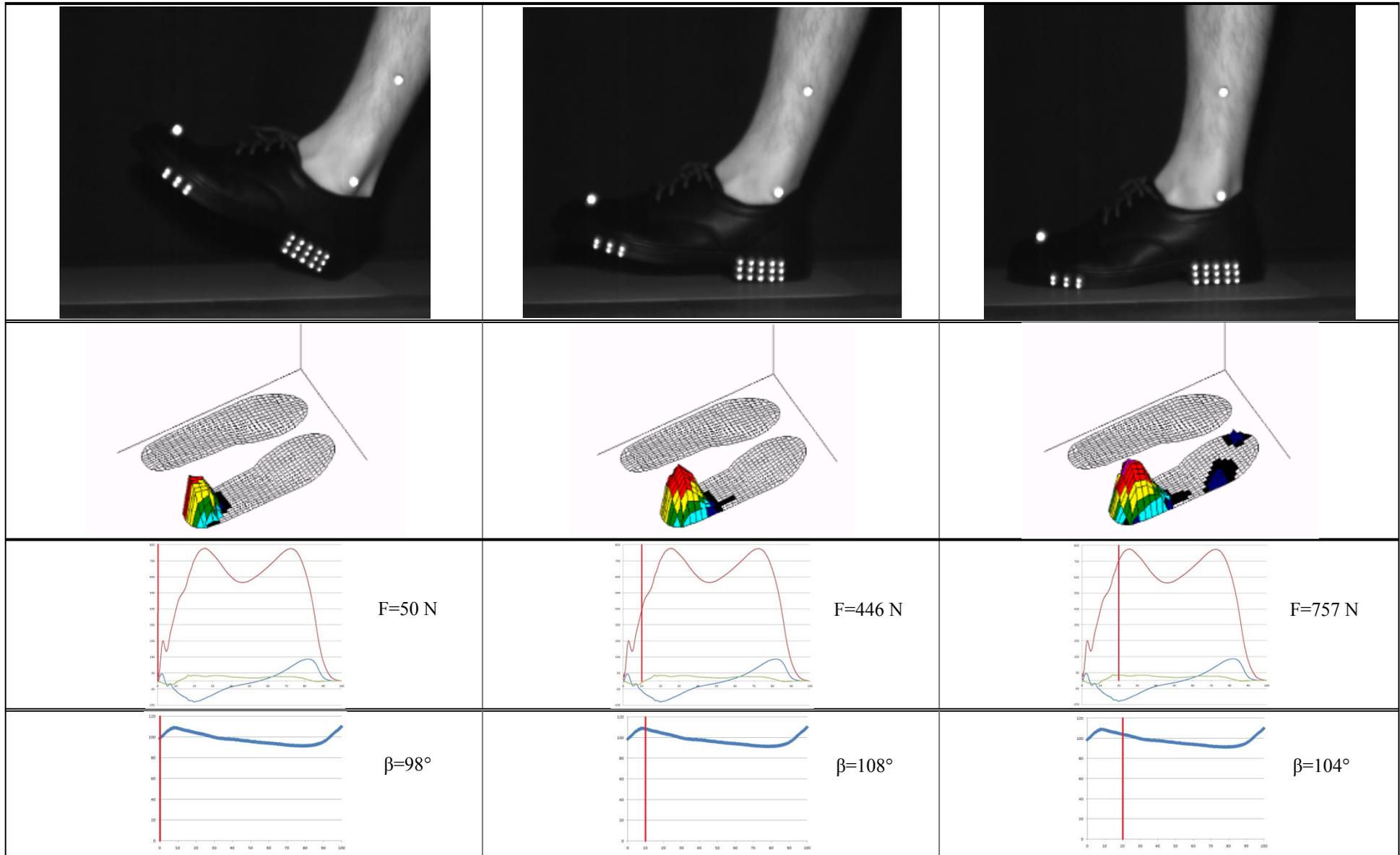


Tabela 2.3 - Resumo dos resultados de força, pressão e ângulo ao longo do tempo separados em onze instantes.

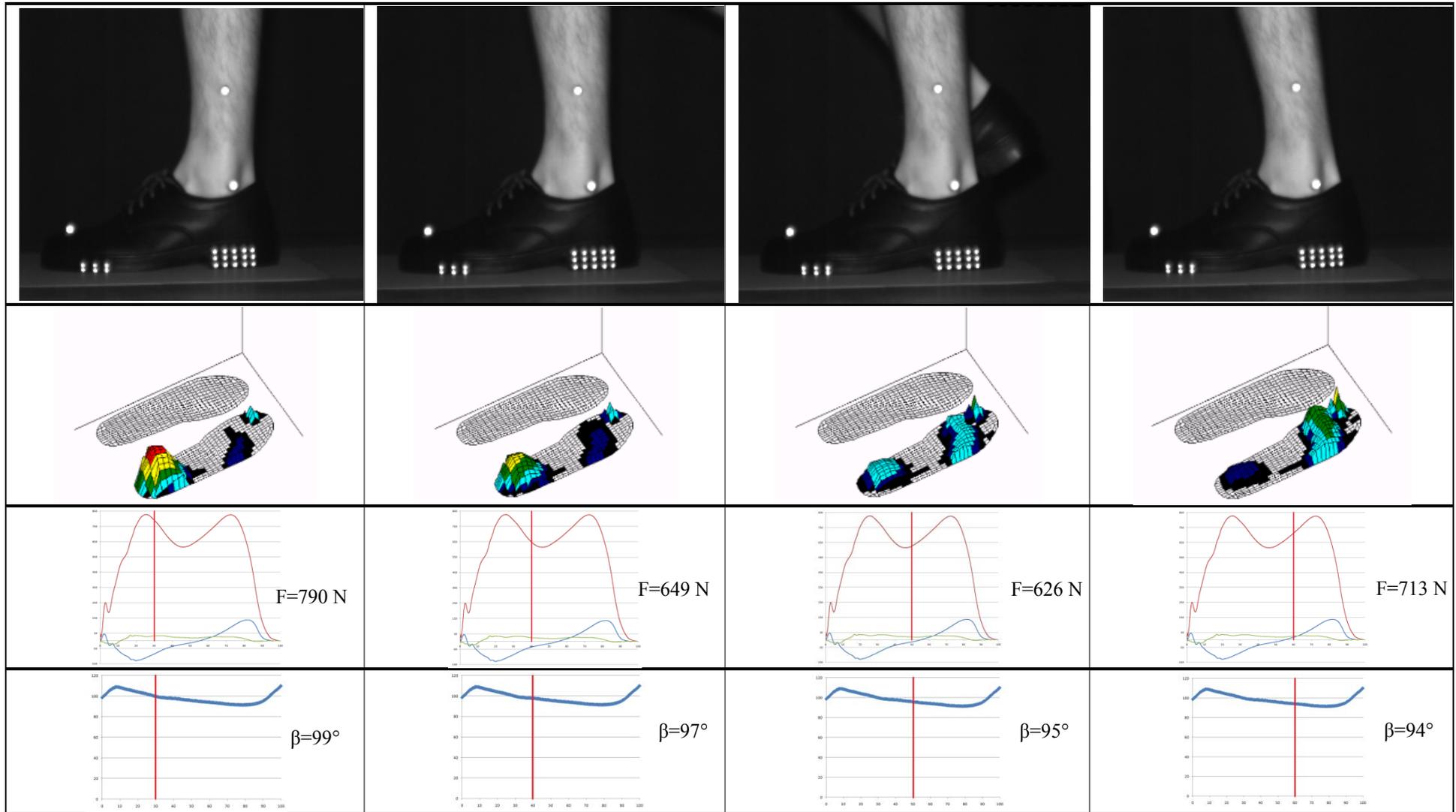


Tabela 2.3 (cont.)- Resumo dos resultados de força, pressão e ângulo ao longo do tempo separados em onze instantes.

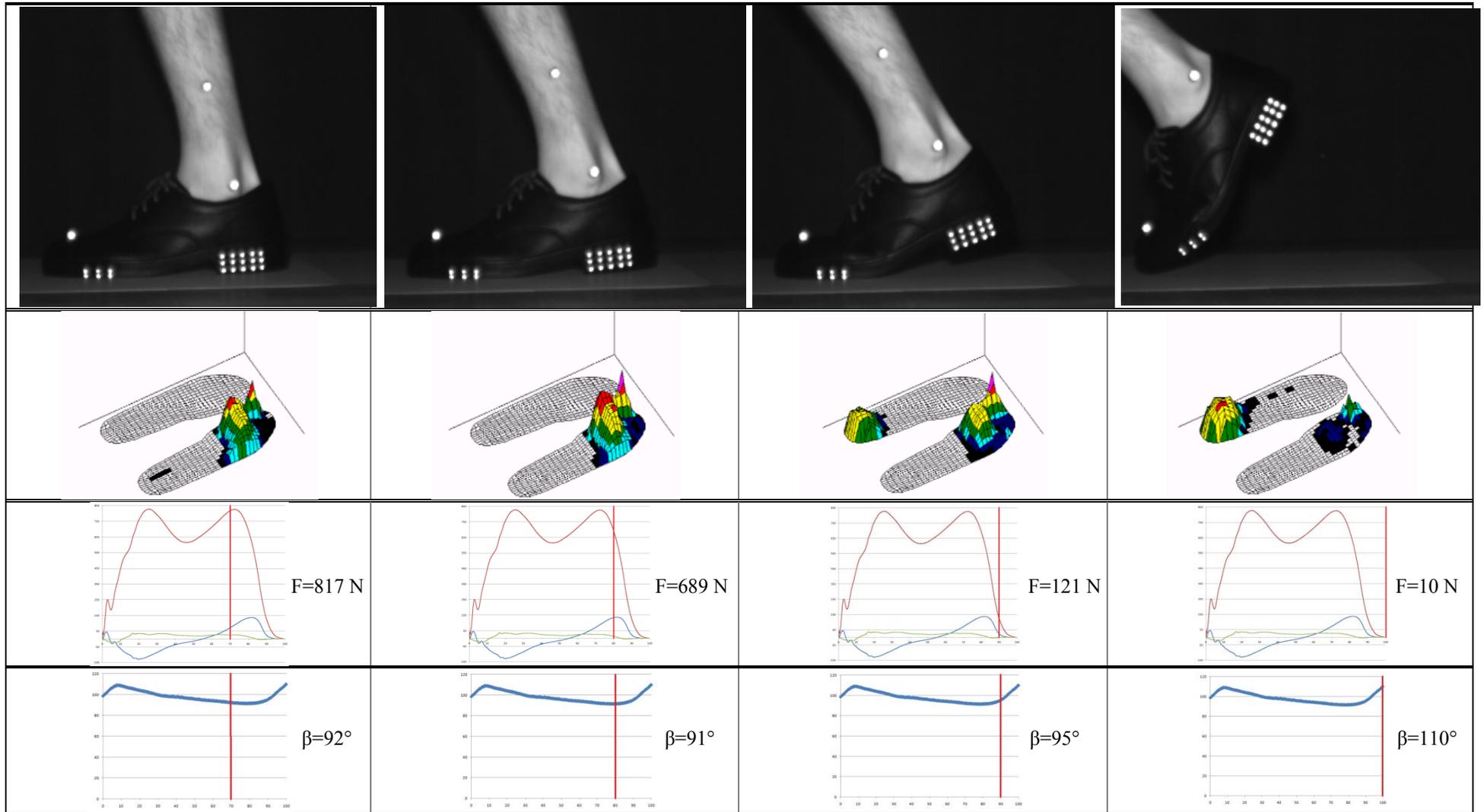


Tabela 2.3 (cont.)- Resumo dos resultados de força, pressão e ângulo ao longo do tempo separados em onze instantes.

O gráfico de força obtido nas medições (Figura 2.9) tem o formato já ilustrado na Figura 2.2 e condiz com resultados similares reportados na literatura. É possível ver o pico de força em “z” (força vertical) causado pelo apoio do calcanhar, um vale durante a fase de apoio e o pico causado pelo impulso final. No eixo “x” (força de corte), fica clara mudança de sentido da força de corte e a coincidência com os picos de força vertical.

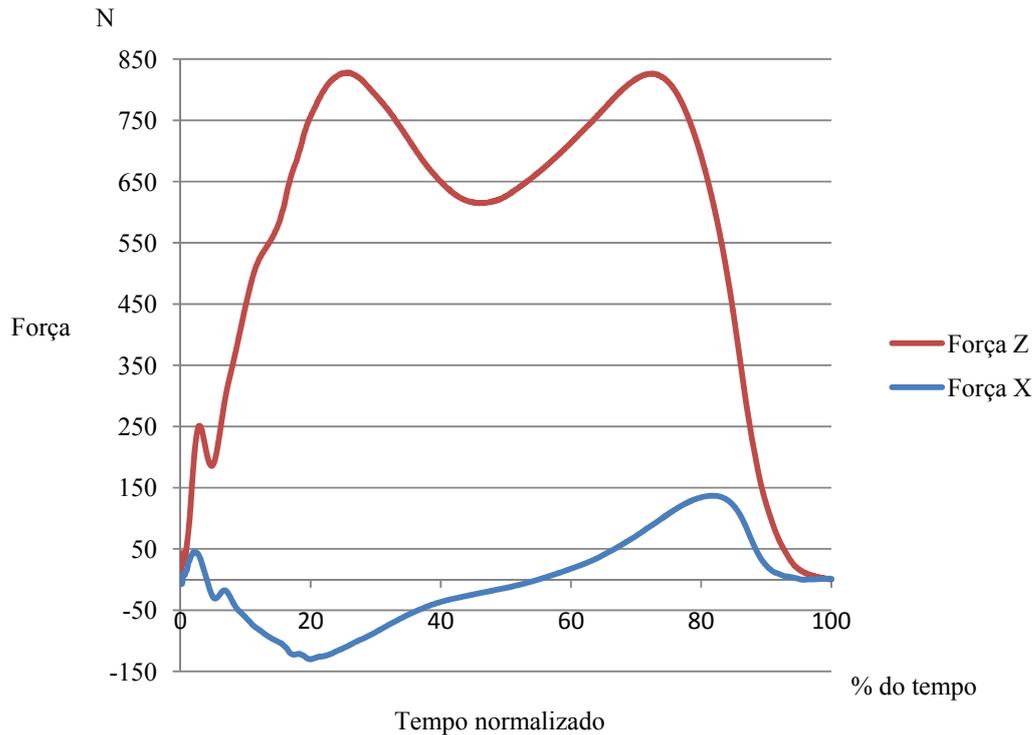


Figura 2.9 – Resultados de força de reação das medições em laboratório.

Os dois eventos (toque do calcanhar e impulso final) que geram picos de força normal geram também picos de pressão. É possível ver que o ângulo β ilustrado não possui uma variação grande durante essa fase da pisada (Figura 2.10).

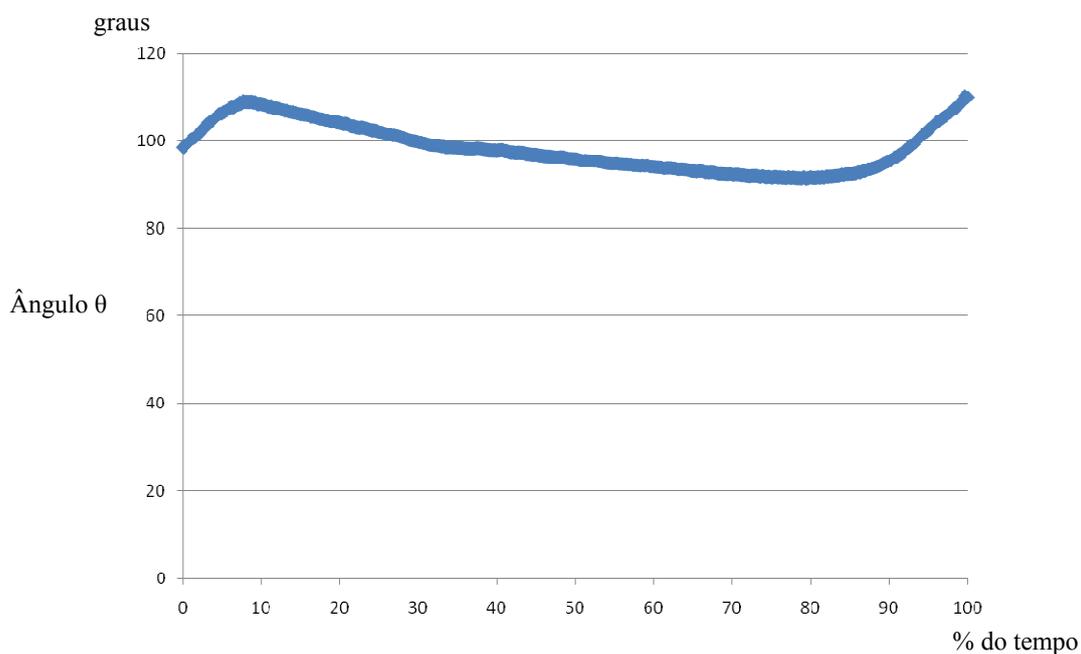


Figura 2.10 – Resultado de variação do ângulo β das medições.

Com as informações de força de reação e pressão plantar, é possível selecionar instantes de tempo que se considere interessantes para utilizar em uma simulação. Os dois instantes de tempo com picos de força vertical e de corte são próximos aos instantes de tempo com picos de pressão plantar. Este fato torna esses dois instantes uma boa representação das condições de maior nível de esforço experimentadas pelo pé durante a pisada. Os valores de pressão plantar tornam-se extremamente importantes quando se está avaliando o conforto do calçado (conforme já foi dito no Capítulo 1) e devem ser decisivos na seleção dos instantes de tempo.

CAPÍTULO 3 - MODELAGEM NUMÉRICA DA PISADA HUMANA

A criação de modelos numéricos que representem o pé humano e o solado de um calçado é objeto de estudo de diversos autores como Bandak et al, 2001, Cheung e Zhang, 2006, Chen et al, 2007 e Asai e Murakami, 2001. Realizar simulações com um modelo numérico para desenvolver um solado de calçado possui vantagens como, rapidez com que os resultados são obtidos e que se pode fazer alterações nas geometrias, nível de detalhamento dos resultados e eliminação de variação da maneira que uma pessoa pisa.

Elastômeros são aplicados na fabricação da maioria dos solados de calçados. O emprego de elastômeros como material, somado á complexa geometria utilizada nos solado e a dificuldade de se representar bem o comportamento dos materiais que compõem o corpo humano, faz com que um método numérico (como o Método dos Elementos Finitos) seja uma excelente opção para o cálculo de pressões, tensões e deslocamentos. A obtenção de resultados de distribuição de pressão na interface pé-solado (já foi dito que se usa esse resultado como referência para projetos) requer a discretização adequada de ambos. A geração de um modelo de elementos finitos não é simples por envolver geometrias complexas, materiais não usuais e problemas de contato. Apesar de ser aparentemente simples, o pé humano é, internamente, bastante complexo com diversos ossos, ligamentos e músculos. Isso torna a criação de um modelo detalhado algo bastante trabalhoso que já deu origem a publicação como a de Cheung e Zhang, 2006. Neste trabalho, os autores utilizaram imagens de ressonância magnética para realizar a reconstrução 3D do pé. A geometria gerada foi usada como base para a geração da malha de elementos finitos. Diversos modelos de pé já foram desenvolvidos com bastantes simplificações como geometria parcial, relações constitutivas totalmente lineares, deformações infinitesimais e contato linear sem atrito. Mas com o aumento dos recursos computacionais disponíveis, a tendência é que modelos mais complexos sejam criados.

Imagens provindas de ressonância magnética (RM), PET e tomografia computadorizada (TC) já são amplamente utilizadas com o artifício da reconstrução, para que o médico possa visualizar imagens em planos diferentes daqueles que elas foram adquiridas. A evolução levou a reconstrução para objetos 3D e a seqüência natural é a utilização desses objetos para a geração de malhas de elementos finitos. Cada tipo de aquisição provém resultados que melhor de adéquam para determinado objetivo. A TC gera imagens em uma escala de cinza. A tonalidade é então relacionada com a densidade permitindo a diferenciação de tecidos moles de osso, por exemplo. Isso torna esse

método bastante atrativo quando se deseja realizar apenas essa diferenciação. Um exemplo dessa aplicação pode ser visto no trabalho de Chen et al, 2010.

Trabalhos como os de Chen et al, 2003, ilustram a aplicação de modelos de pé em elementos finitos para a obtenção de pressões, tensões e deslocamentos resultantes de alguma atividade como a caminhada. Os autores avaliaram as diferenças que ocorrem quando se utiliza palmilhas de contato total e seus resultados mostram uma redução nos valores de picos de pressão e uma redistribuição para outras partes. Asay et al, 2001 realizaram simulações estáticas e dinâmicas com um modelo de elementos finitos de um pé e compararam alguns resultados com medições em cadáveres. Os autores chamam a atenção para a importância do cálculo por elementos finitos das tensões e ondas de choque que ocorrem internamente no pé. Mas esses resultados são difíceis de se medir *in vivo* para uma boa avaliação dos resultados da simulação e dependem muito de um modelo numérico mais complexo com propriedades de amortecimento dos diversos tecidos moles. Caracterizar esses materiais adequadamente pode levar muito tempo e não ser compensador. No trabalho de Chen et al, 2007 também foram utilizadas imagens geradas de uma tomografia computadorizada para montar um modelo de elementos finitos dos ossos, cartilagem e parte do tecido mole do pé. Nesse trabalho, foi alcançada boa concordância entre as medições e as simulações. Mas Chen et al, 2007 fizeram o cálculo dinâmico da fase de toque do calcanhar em um supercomputador e isso já mostra o nível de recursos computacionais necessário para essa situação. Outro exemplo de cálculo dinâmico da pisada é o trabalho de Lin, S. C. et al, 2006 .

Dois estudos chamam a atenção. Ruperez et al, 2008 publicaram um estudo com o desenvolvimento de um modelo de contato entre o pé e a parte superior do calçado, pois segundo o autor, essa interação muda de pessoa para pessoa e tem um papel importante na simulação da caminhada.

O trabalho de Yarnitzky et al, 2006 acopla um modelo analítico do pé com uma análise por elementos finitos da região do calcanhar e abaixo dos metatarsos. O modelo analítico recebe informações de medições em tempo real e fornece dados para o cálculo de tensões internas na região do calcâneo e metatarsos. A idéia de utilizar algum tipo de medição e conseqüentemente diminuir a necessidade de um modelo extremamente complexo é interessante e pode ser promissora.

Como pode ser visto, já existem trabalhos publicados sobre a criação de um modelo numérico do pé humano usando elementos finitos, porém o número de pesquisadores envolvidos não é grande. Percebe-se que cada autor desenvolve um modelo com foco nas necessidades do projeto em questão

(tipo de resultado que ele deseja obter, por exemplo) e isso gera modelos com características diferentes (nível de detalhamento da geometria, modelo de material, condições de contorno utilizadas). Ou seja, não existe um protocolo único definindo etapas para aquisição de imagens, reconstrução, geração de geometria e malha de elementos finitos.

As etapas de criação do modelo de elementos finitos não seguiram fielmente um trabalho já publicado e sim foram definidas para atender os objetivos do presente estudo com base em todos artigos pesquisados. O modelo numérico adequado para o presente trabalho deve ser capaz de reproduzir o comportamento observado em laboratório e de fornecer informações relevantes para o projeto de calçados

3.1 Sub-modelos necessários para simulação

O modelo numérico criado para a simulação da pisada pode ser dividido em sub-modelos, que são:

- Parte óssea do pé
- Parte mole do pé
- Solado do calçado

Tanto a parte óssea quanto a parte mole, que formam a geometria do pé, foram obtidas a partir de imagens de uma tomografia computadorizada (TC). O tomógrafo utilizado pertence à clínica SERDIL situada em Porto Alegre e a aquisição das imagens contou com o auxílio do médico radiologista responsável pelo aparelho. A TC foi realizada no mesmo indivíduo que participou das medições de laboratório. Os instantes de tempo da pisada a serem simulados foram definidos pelos resultados de força e pressão medidos. As úlceras de pressão ocorrem principalmente em duas regiões da sola do pé: no calcanhar e na região dos metatarsos. Como pode ser visto nos resultados das medições de pressão, essas são as regiões onde ocorrem os picos de pressão durante a pisada. Como consequência, os instantes de tempo da pisada a serem analisados devem ser os que produzem picos de pressão, pois estes picos produzem a sensação de desconforto e contribuem no desenvolvimento de úlceras em pacientes diabéticos. Com os instantes de tempo da pisada a serem simulados definidos pelos picos de pressão, a posição do pé nestes mesmos instantes foi definida

através dos resultados das medições em laboratório. Ou seja, os ângulos medidos na cinemetria definiram a posição em que o pé deveria estar durante a tomografia. Para realizar este posicionamento foram utilizados goniômetros e uma base presa na cama do tomógrafo. A aquisição das imagens no tomógrafo é bastante rápida e dura em torno de 3 segundos, logo não é necessário nenhum dispositivo especial de fixação. A Figura 3.1 ilustra a maneira que o posicionamento foi realizado.

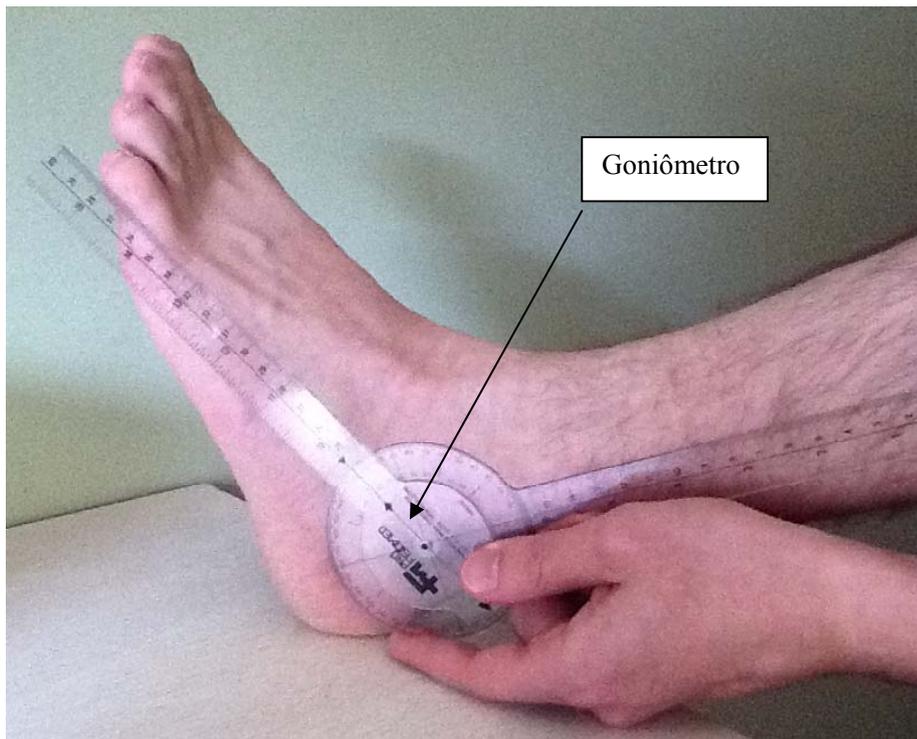


Figura 3.1 – Posicionamento do pé com um goniômetro.

Foram gerados dois modelos numéricos, pois existem dois instantes de tempo da pisada que devem ser avaliados e a posição do pé em cada instante de tempo é distinta. Todas as etapas para geração de um modelo numérico foram executadas duas vezes, uma para a posição do pé após o toque do calcanhar e outra para a posição do pé no impulso final.

O tomógrafo gera diversas imagens de cortes transversais onde a distância entre esses cortes é definida pelo operador e pela capacidade do equipamento (Figura 3.2). O tomógrafo utilizado permitiu que se utilizasse uma distância de 1 mm. Para referência, Cheung et al, 2005 utilizaram em seu trabalho intervalos de 2 mm entre imagens.

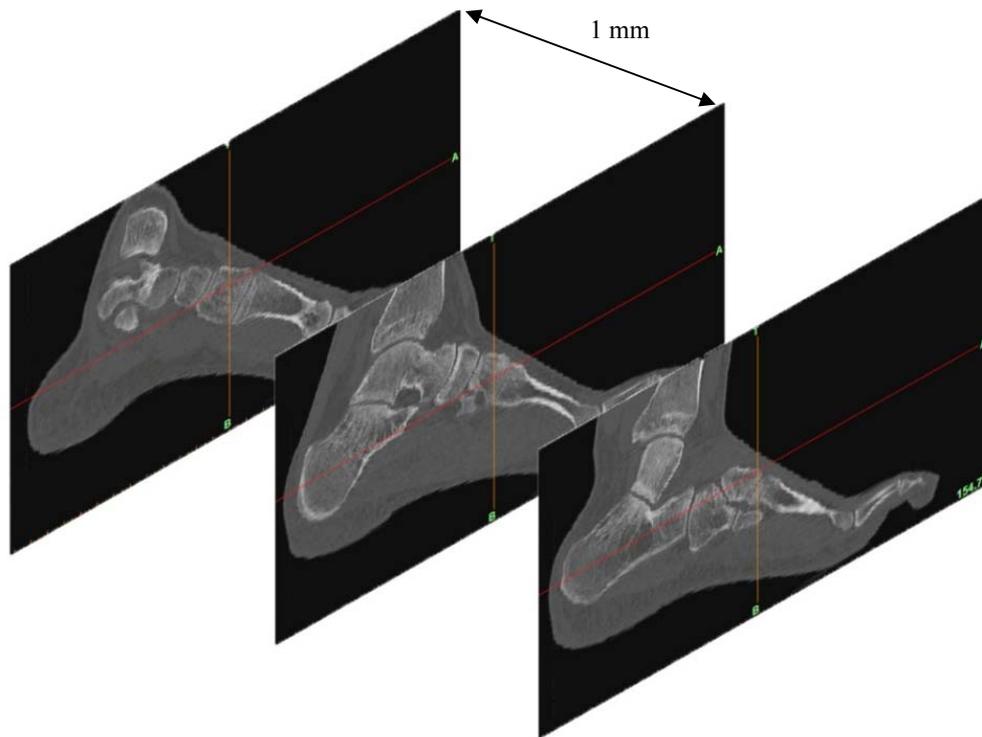


Figura 3.2 – Imagens geradas da tomografia computadorizada.

Sabe-se que a distância entre fatias influencia na qualidade da etapa seguinte, que é a reconstrução das imagens. Quanto mais próximas essas imagens estão, maior a quantidade de informação disponível para se gerar uma imagem tridimensional do corpo colocado no tomógrafo. A reconstrução 3D foi realizada utilizando o software Mimics[®] 10.0. As imagens de um tomógrafo são em escala de cinza e é possível associar esta escala à densidade de cada material presente. Dessa maneira, pode-se separar nas imagens (e na reconstrução) os diferentes tipos de tecidos do corpo humano. Existem diversos tipos de tecido mole no pé, por exemplo, músculos, pele, gordura, ligamentos e tendões. Neste trabalho, esses diferentes tecidos moles não foram distinguidos e a única separação feita foi entre parte óssea e parte mole. Essa simplificação é adotada pela maioria dos trabalhos realizados em simulações de pisada e é aceita como sendo adequada. O resultado da reconstrução foi um corpo representando a parte de tecidos moles do pé e 24 corpos representando os ossos do pé. Os resultados da reconstrução 3D podem ser visualizados na Figura 3.3 para o primeiro instante de tempo e na Figura 3.4 para o segundo instante de tempo.

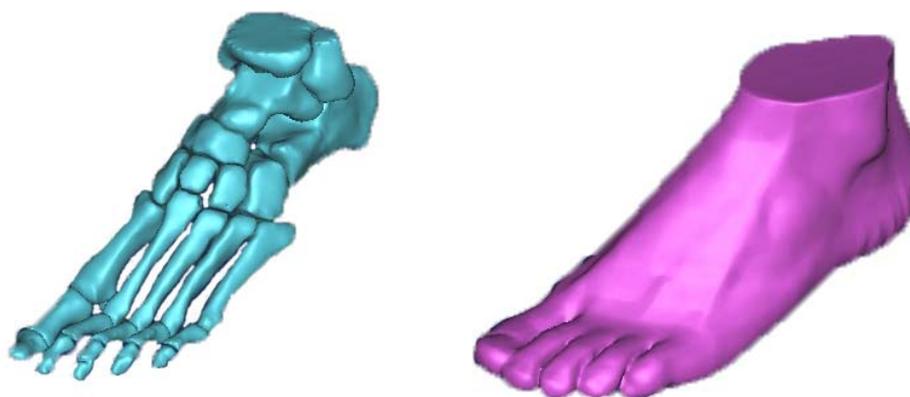


Figura 3.3 – Reconstrução da parte óssea e mole para primeiro instante de tempo.

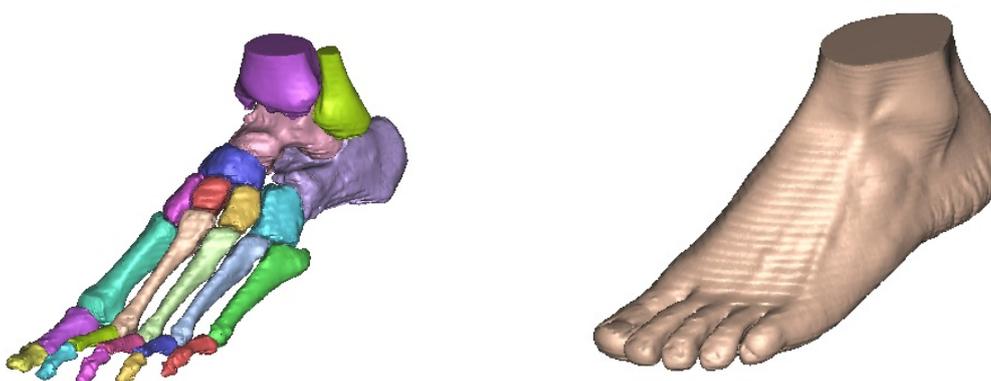


Figura 3.4 - Reconstrução da parte óssea e mole para segundo instante de tempo.

A etapa seguinte foi a suavização das superfícies geradas na reconstrução utilizando o software Geomagic[®]. Essa suavização é necessária, pois as superfícies geradas na reconstrução são bastante irregulares e impossibilitam a geração de malha nelas. As geometrias resultantes das suavizações para cada instante de tempo da pisada podem ser vistas na Figura 3.5 e Figura 3.6.



Figura 3.5 - Superfície suavizada dos ossos e externa para instante de tempo do toque do calcanhar

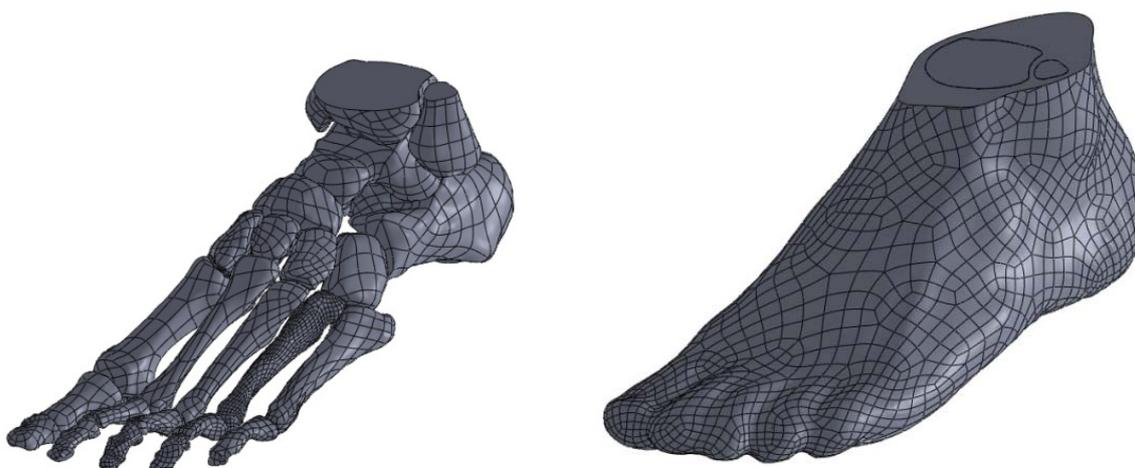


Figura 3.6 - Superfície suavizada externa e dos ossos para instante de tempo do impulso final.

Uma representação das etapas listadas pode ser vista na Figura 3.7.

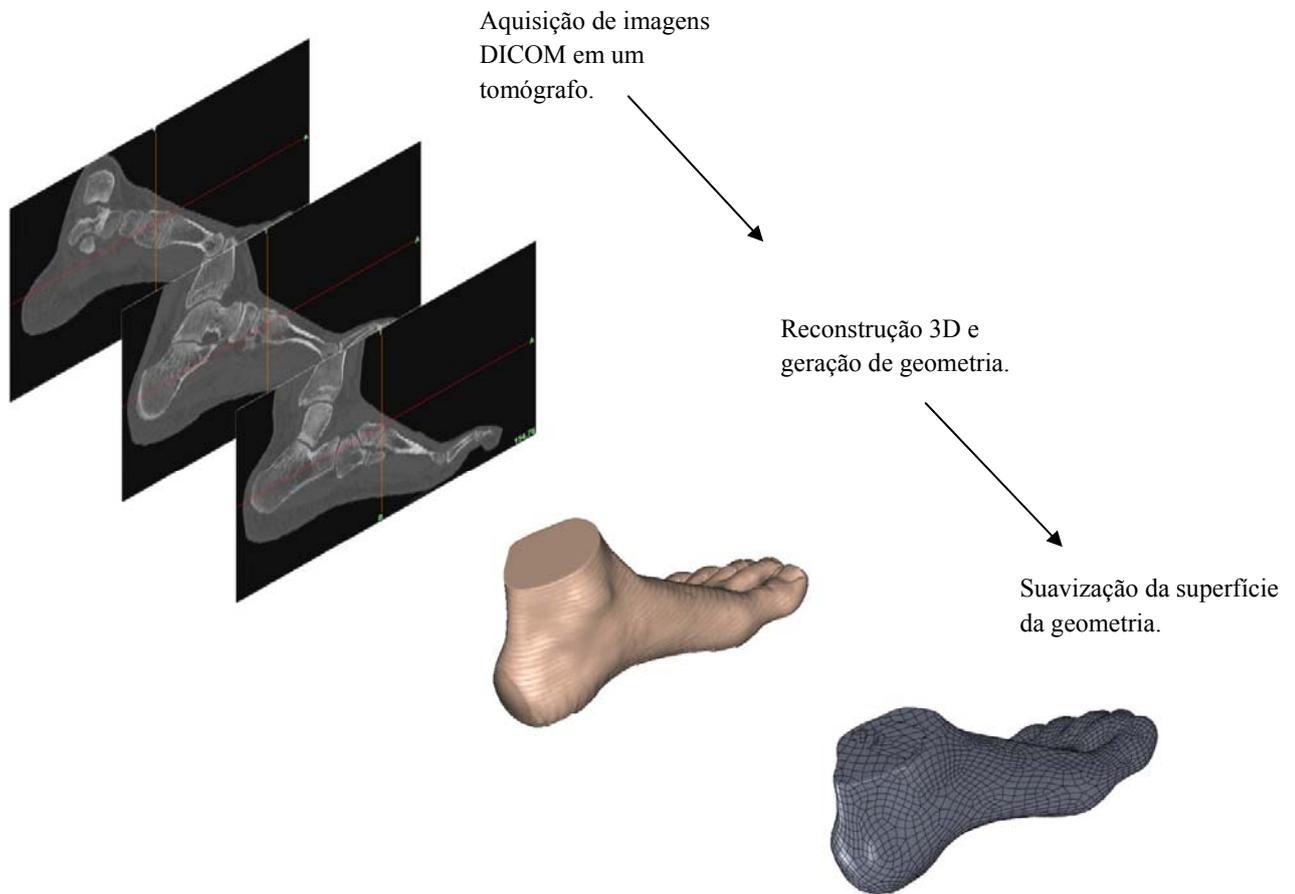


Figura 3.7 – Resumo das etapas para a geração de uma geometria tridimensional a partir de uma imagem de um tomógrafo.

Uma geometria CAD 3D do calçado utilizado nas medições em laboratório foi gerada para ser adicionada ao modelo do pé. Mesmo tendo-se selecionado o calçado com a geometria mais simples disponível, esta é formada por diversas curvas e possui poucos trechos retos. Para se ter uma boa representação da geometria, se utilizou um scanner 3D da marca GOM[®] modelo Atos Standart do laboratório do SENAI CETEMP. Apenas o solado do calçado foi utilizado, pois é a única parte do calçado que seria utilizada no modelo numérico. O scanner 3D gera uma nuvem de pontos que foi utilizada como referência para criar uma geometria sólida no software CATIA[®]. O resultado dessa primeira etapa de modelagem do calçado pode ser visto na Figura 3.8.



Figura 3.8 – Sólido formado pela nuvem de pontos fornecida pelo scanner 3D

O modelo sólido formado pela nuvem de pontos possui superfícies externas bastante irregulares e uma suavização foi feita ajustando-se linhas e arcos a faces externas da geometria do solado. Dessa maneira, foi possível ter a algumas dimensões do solado parametrizadas. A geometria final do solado pode ser vista na Figura 3.9.

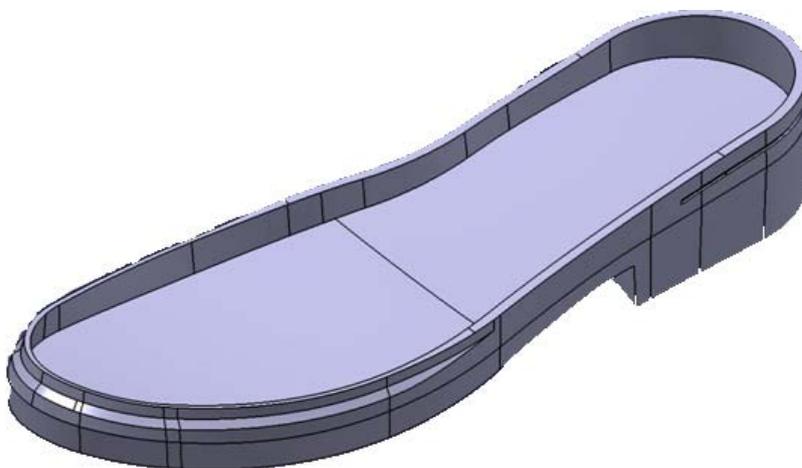


Figura 3.9 – Geometria do solado suavizada e parametrizada.

Ambos modelos (pé e solado) necessitaram procedimentos para eliminação de irregularidades e preparação do modelo sólido para geração de malhas de elementos finitos e ainda existem poucas rotinas comerciais dedicadas a isso. A consequência direta é o emprego de modelos excessivamente

simplificados, sem detalhes geométricos importantes e característicos de cada indivíduo, ou malhas desnecessariamente refinadas que podem tornar o custo computacional da análise proibitivamente alto, principalmente em análises iterativas. A geometria completa usada no modelo numérico é formada pela parte mole do pé, ossos do pé e solado do calçado. Unindo todas essas geometrias descritas, tem-se uma montagem que forma a geometria final. A Figura 3.10 e a Figura 3.11 ilustram a geometria final gerada para cada instante de tempo.



Figura 3.10 – Conjunto de geometrias usado para geração da malha de elementos finitos no instante após o toque do calcanhar.

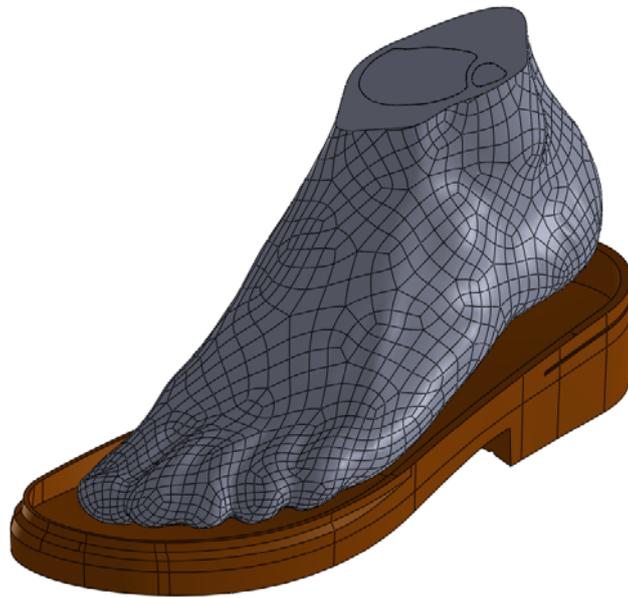


Figura 3.11 - Conjunto de geometrias usado para geração da malha de elementos finitos no instante do impulso final.

Uma malha de elementos finitos foi gerada em cada conjunto completo do pé e solado. Foram utilizados elementos tetraédricos de 9 nós (com 3 deslocamentos em cada nó) em todas as peças. Elementos de contato foram adicionados entre a região inferior do pé e a parte superior do solado. Os elementos de contato entre o pé e o solado permitem o escorregamento entre os dois corpos considerando um coeficiente de atrito. O coeficiente utilizado foi 0,18 baseado no trabalho de Balbinot et al, 2010 que realizaram diversas medições para definir o coeficiente de atrito disponível para um calçado de segurança. Como será descrito no Capítulo 5, os instantes de tempo onde ocorrem o toque do calcanhar no solo e o impulso final da pisada serão empregados como eventos primais na análise numérica. Pela importância destes dois momentos na presente metodologia, eles serão doravante referenciados como Instante 1 e Instante 2. Os modelos de elementos finitos finais aqui empregados para cada um deles estão ilustrados nas figuras 3.12 e 3.13, respectivamente.



Figura 3.12 – Malha de elementos finitos gerada no modelo para o instante de tempo após o toque do calcanhar - Instante 1.

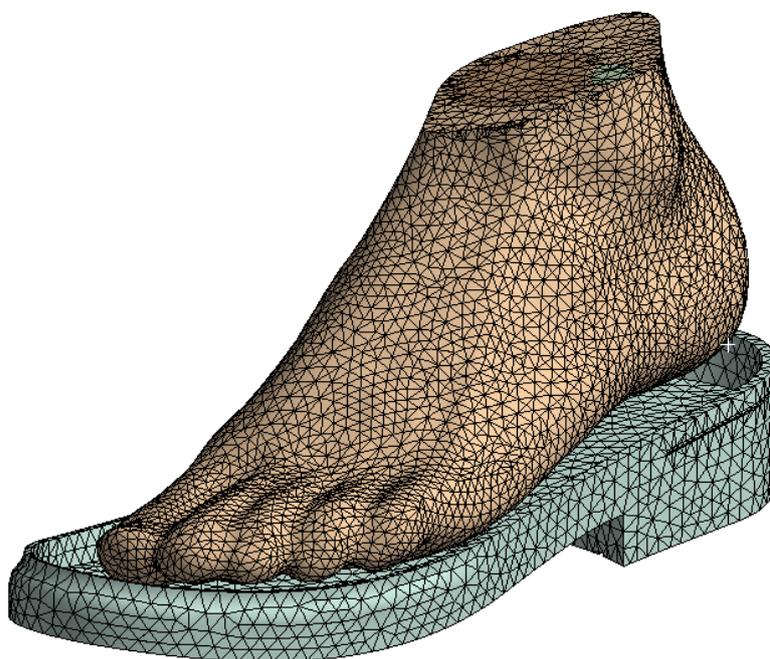


Figura 3.13 - Malha de elementos finitos gerada no modelo para o instante de tempo do impulso final - Instante 2.

CAPÍTULO 4 - CARACTERIZAÇÃO DAS PROPRIEDADES DO MATERIAL DO SOLADO

4.1 Procedimento experimental

O calçado utilizado nas medições de força, pressão e ângulo possui um solado com apenas um material, mas as propriedades mecânicas desse material eram desconhecidas mesmo pelo fabricante do solado. As propriedades de materiais hiperelásticos são bastante sensíveis a diversos fatores, como composição química, processo de fabricação e etc, e não é possível utilizar uma propriedade de material obtida na literatura. Decidiu-se por realizar ensaios para determinação de curvas características desse material. O fabricante do calçado forneceu amostras do material que o solado é feito e essas amostras foram ensaiadas a tração no laboratório do CETEPO SENAI. As amostras enviadas pelo fabricante tinham o formato de placas quadradas de 200 milímetros de lado e 10 milímetros de espessura. Essas amostras foram cortadas em fatias quadradas com o tamanho de lado original e de 2 milímetros de espessura. Essa é a espessura que o corpo de prova deveria ter. Um dispositivo que possui o formato do corpo de prova de tração foi então utilizado para cortar as fatias. O formato do corpo de prova utilizado para ensaiar o material e o dispositivo estão ilustrados na Figura 4.1.

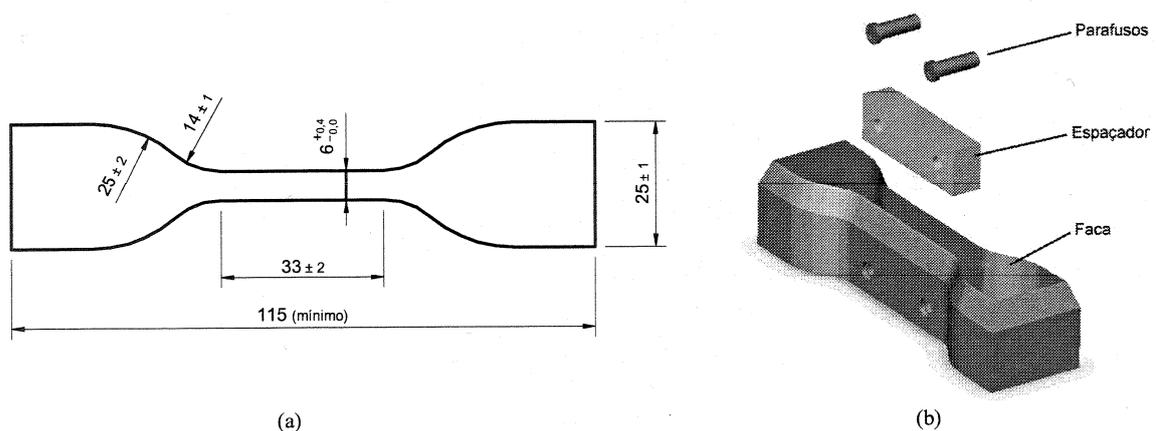


Figura 4.1 – (a) Dimensões do corpo de prova padrão de tração ASTM D412; (b) Dispositivo de corte para corpos de prova. Fonte: Marczak et al 2006

O ensaio do material foi realizado em uma máquina EMIC com 7 corpos de prova. Cada corpo de prova foi posicionado nas garras que estavam a uma distância de 25 milímetros e foi tracionado a uma velocidade de 500 milímetros por minuto até a ruptura. A Figura 4.2 ilustra o ensaio realizado.

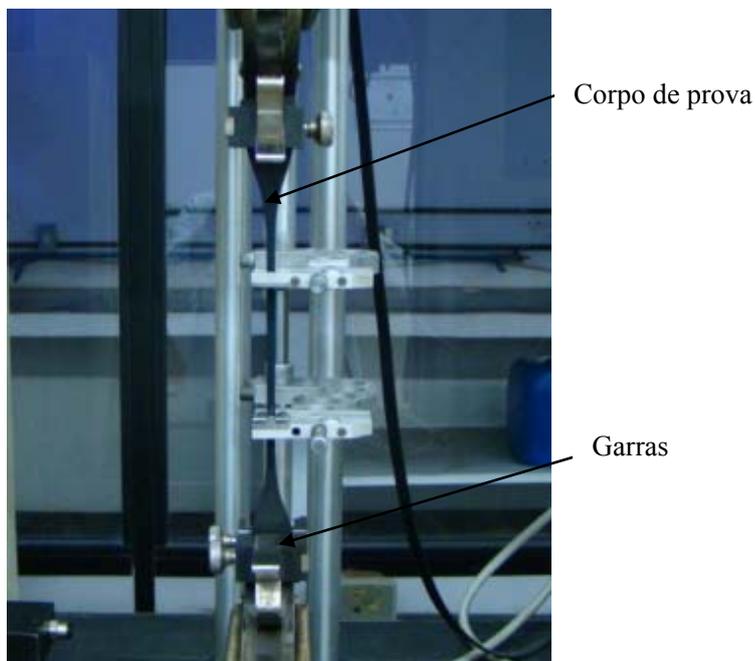


Figura 4.2 –Ensaio de tração realizado conforme ASTM D412.

A medição de força e deslocamento do ensaio foi feita diretamente na máquina de ensaios. O resultado dos ensaios foi uma curva de força versus deslocamento para cada corpo de prova, resultando em 5 curvas. Uma curva média foi obtida através de um ajuste. As curvas válidas obtidas e a curva média podem ser vistas na .

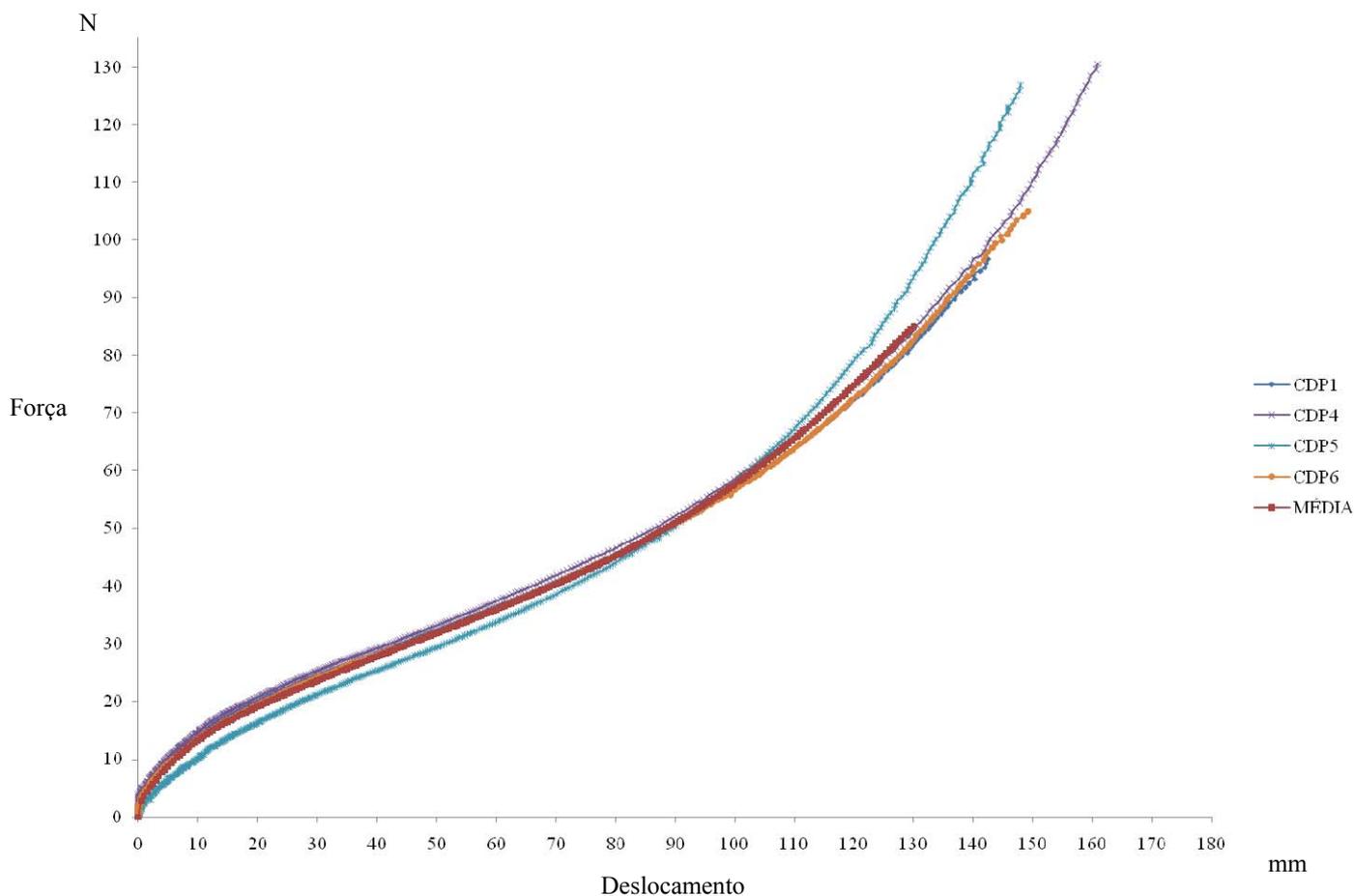


Figura 4.3 – Curva característica resultante e curvas utilizadas na média.

4.2 Tratamento dos dados coletados

Com esse procedimento, tem-se uma curva tensão versus deslocamento característica do material. Esta curva foi convertida em tensão versus deformação dividindo o valor de força do eixo vertical pela área do corpo de prova para se obter tensão e dividindo o valor de deslocamento do eixo horizontal pelo tamanho inicial do corpo de prova (Equação 5.1 e 5.2).

$$t = \frac{F}{A^0} \quad (5.1)$$

$$\varepsilon = \frac{L-L^0}{L^0} \quad (5.2)$$

A Figura 4.4 ilustra os dados utilizados e a Figura 4.5 ilustra a curva obtida.

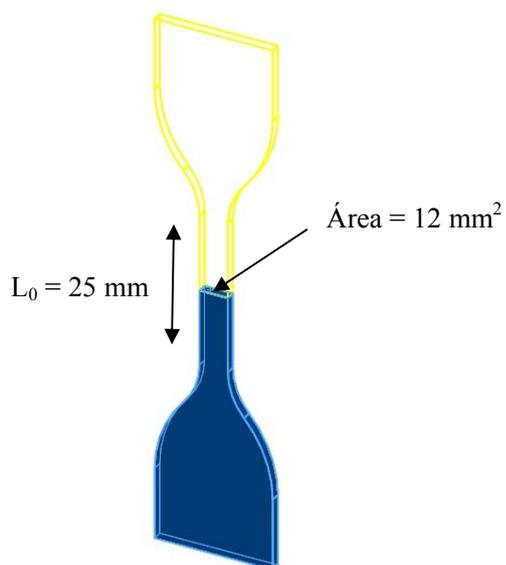


Figura 4.4 – Dados utilizados na conversão da curva força versus deslocamento em tensão versus deformação.

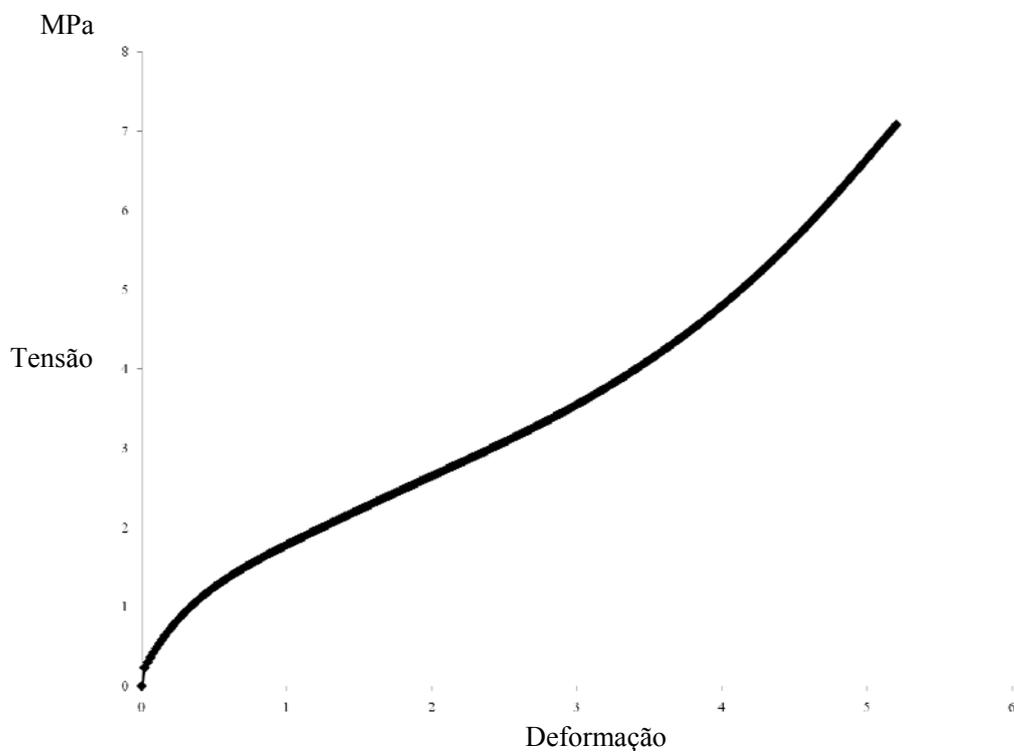


Figura 4.5 – Curva tensão versus deformação obtida com a conversão.

4.3 Ajuste de um modelo de material hiperelástico

A curva tensão versus deformação do ensaio de tração foi utilizada para ajustar um modelo de material hiperelástico. A qualidade da modelagem de materiais hiperelásticos depende muito de uma correta escolha da relação constitutiva. Existem inúmeras opções que foram desenvolvidas ao longo do tempo sendo que os autores de modelos de elastômeros buscam, usualmente, uma expressão generalizada para energia de deformação que consiga capturar o efeito de enrijecimento do material observado em grandes deformações (Marczak et al, 2006). Mas essa característica atribuída ao modelo ressalta o comportamento equivocado quando se utiliza tal ajuste em uma faixa para o qual não foi desenvolvido. E essa é uma das razões porque devemos dar atenção à escolha do modelo. Há um razoável número de modelos hiperelásticos disponíveis na literatura (Treloar, 1975; Ogden, 1984; Miller, 1995). Uma boa revisão sobre as características de diversos modelos disponíveis é feita por Hoss e Marczak (2006) e a seleção do modelo utilizado no presente trabalho utilizou o software desenvolvido por esses dois autores (HYPERFIT, 2011).

Os modelos de material hiperelástico comparados para o ajuste foram:

- Mooney Rivlin de 2, 3, 5 e 9 termos
- Yeoh
- Ogden de 2 e 3 termos

O critério para definição de quais modelos seriam comparados foi a presença deles em pacotes comerciais de elementos finitos e sua habilidade já demonstrada de realizar bons ajustes nesse tipo de material. Os ajustes e previsões de comportamento teórico de cada modelo testado podem ser vistos na Figura 5.7 a 5.15. Nos gráficos, a linha negra pontilhada é a curva do ensaio de tração realizado no material, a linha negra contínua é o ajuste feito para o resultado de tração, a linha azul contínua é a previsão para o ensaio de cisalhamento simples e a linha vermelha contínua é a previsão para o ensaio de tração biaxial.

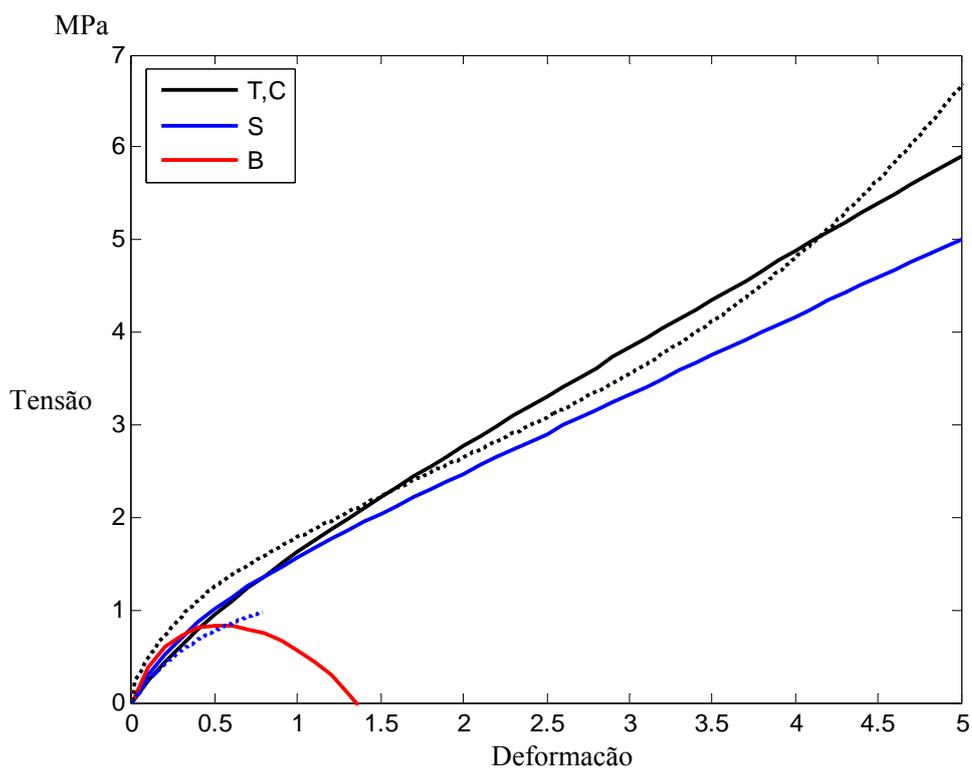


Figura 4.6 – Ajuste da curva do ensaio de tração e previsão do comportamento de outros ensaios para o modelo de Mooney-Rivlin de 2 termos.

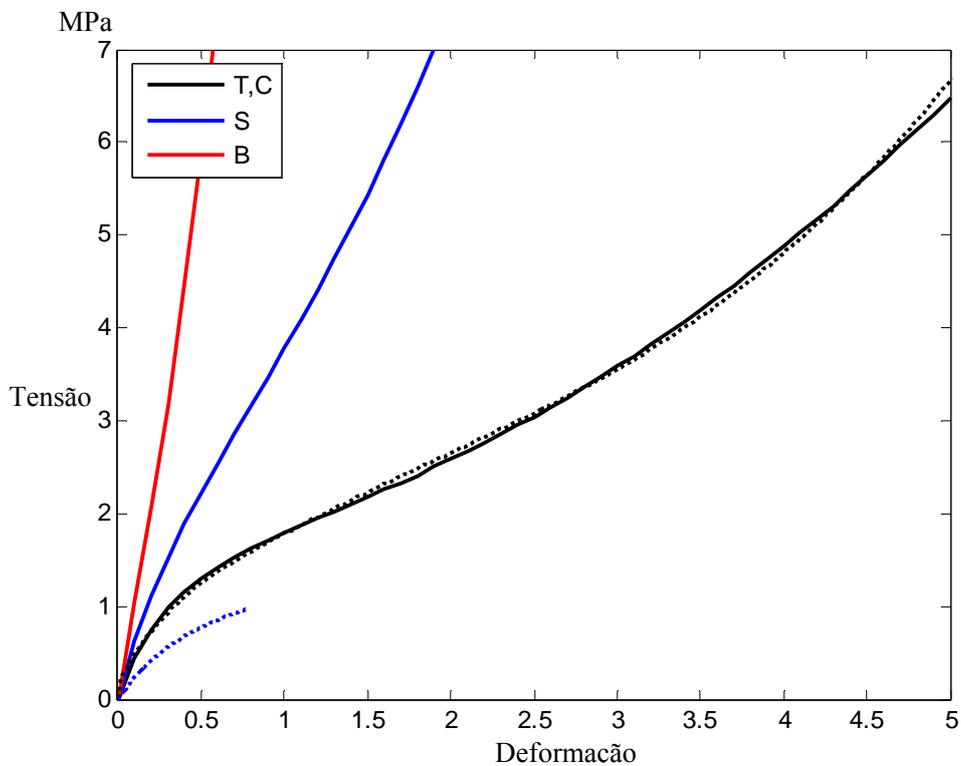


Figura 4.7 - Ajuste da curva do ensaio de tração e previsão do comportamento de outros ensaios para o modelo de Mooney-Rivlin de 3 termos.

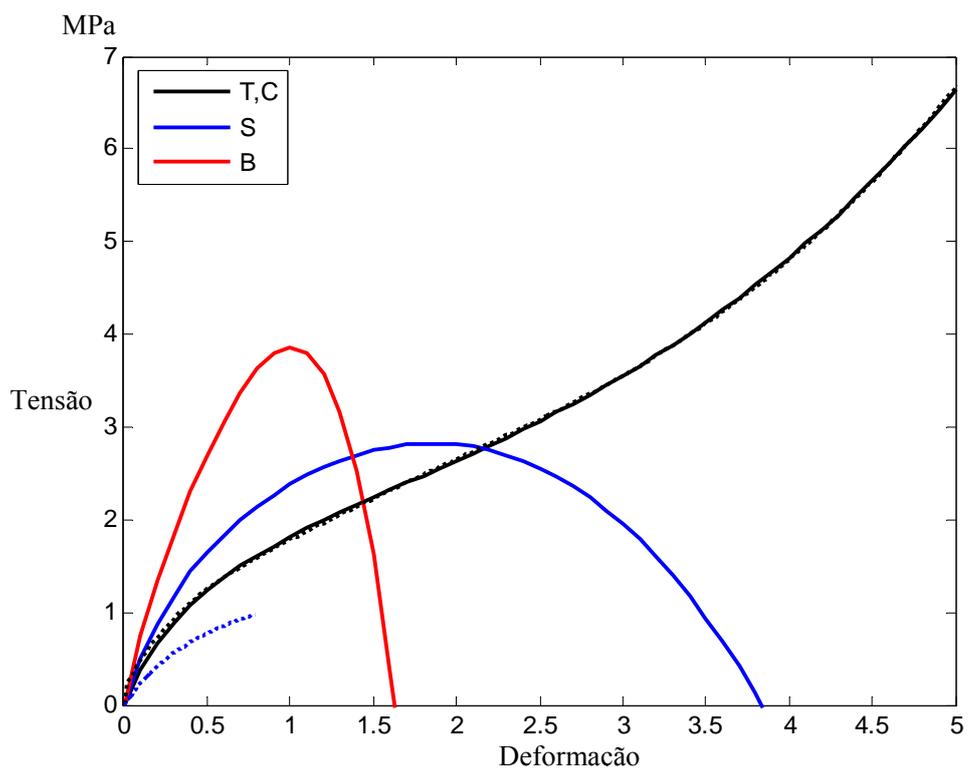


Figura 4.8 - Ajuste da curva do ensaio de tração e previsão do comportamento de outros ensaios para o modelo de Mooney-Rivlin de 5 termos.

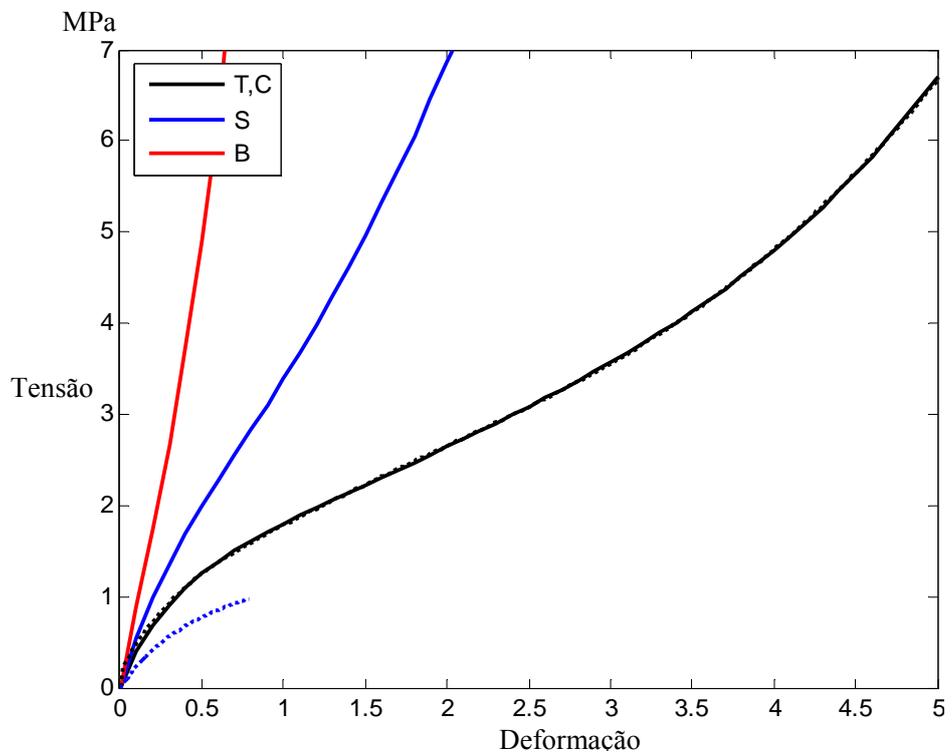


Figura 4.9 - Ajuste da curva do ensaio de tração e previsão do comportamento de outros ensaios para o modelo de Mooney-Rivlin de 9 termos.

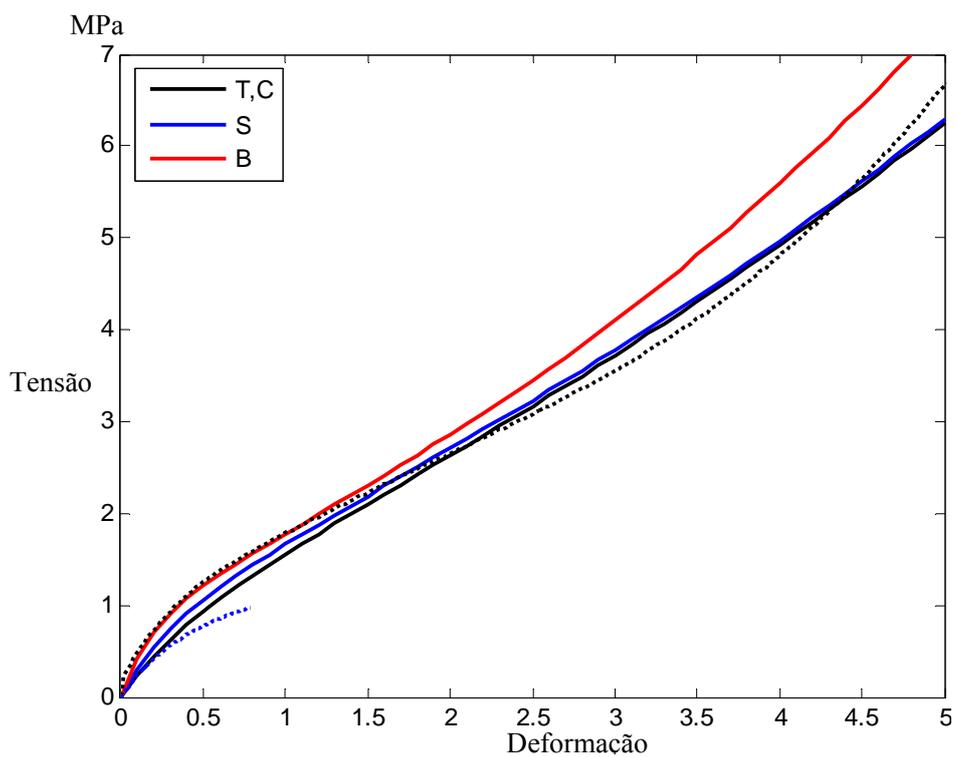


Figura 4.10 - Ajuste da curva do ensaio de tração e previsão do comportamento de outros ensaios para o modelo de Yeoh de 2 termos.

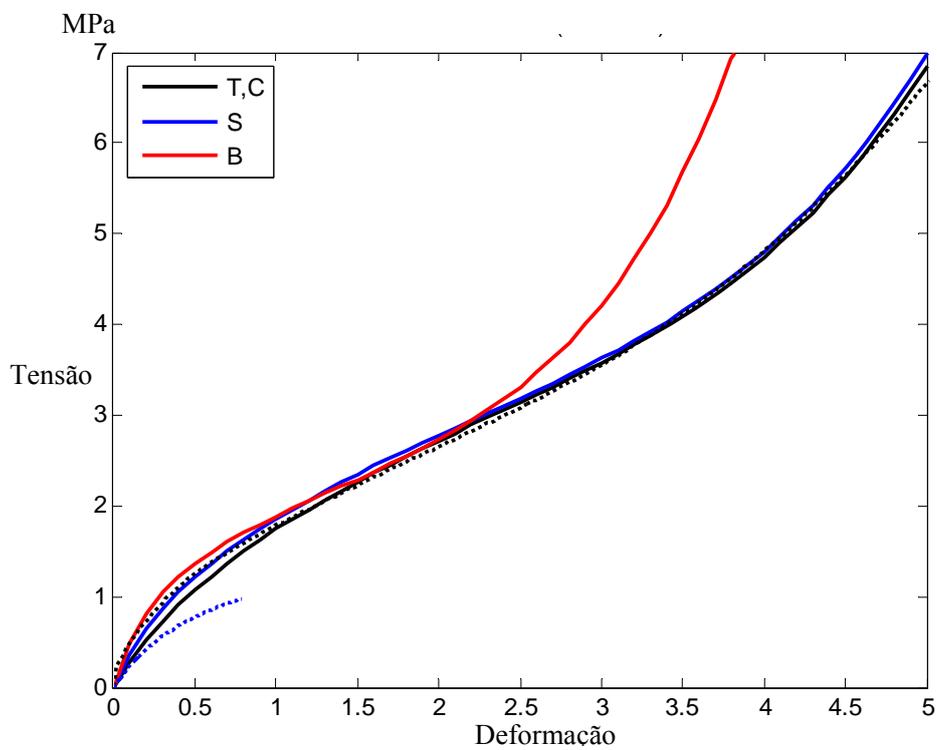


Figura 4.11 - Ajuste da curva do ensaio de tração e previsão do comportamento de outros ensaios para o modelo de Yeoh de 3 termos.

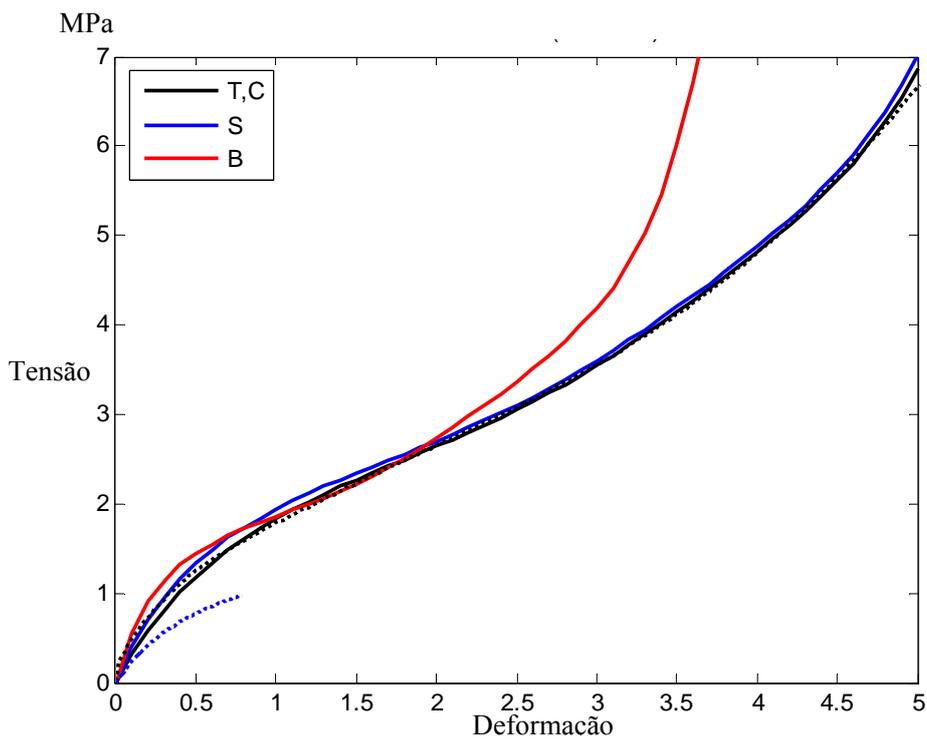


Figura 4.12 - Ajuste da curva do ensaio de tração e previsão do comportamento de outros ensaios para o modelo de Yeoh de 5 termos.

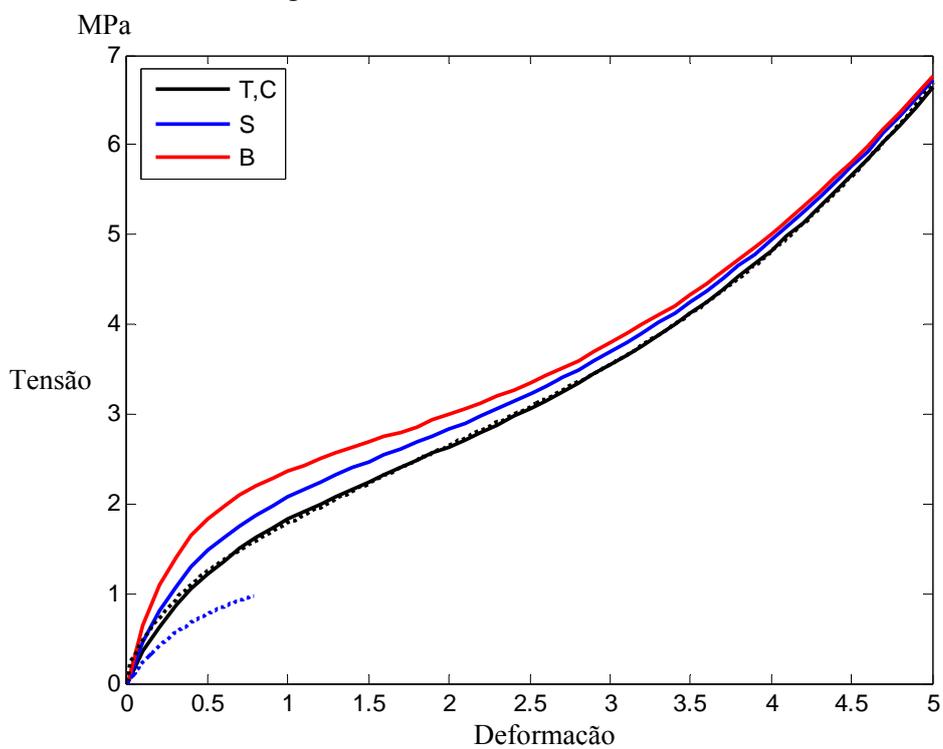


Figura 4.13 - Ajuste da curva do ensaio de tração e previsão do comportamento de outros ensaios para o modelo de Ogden de 2 termos.

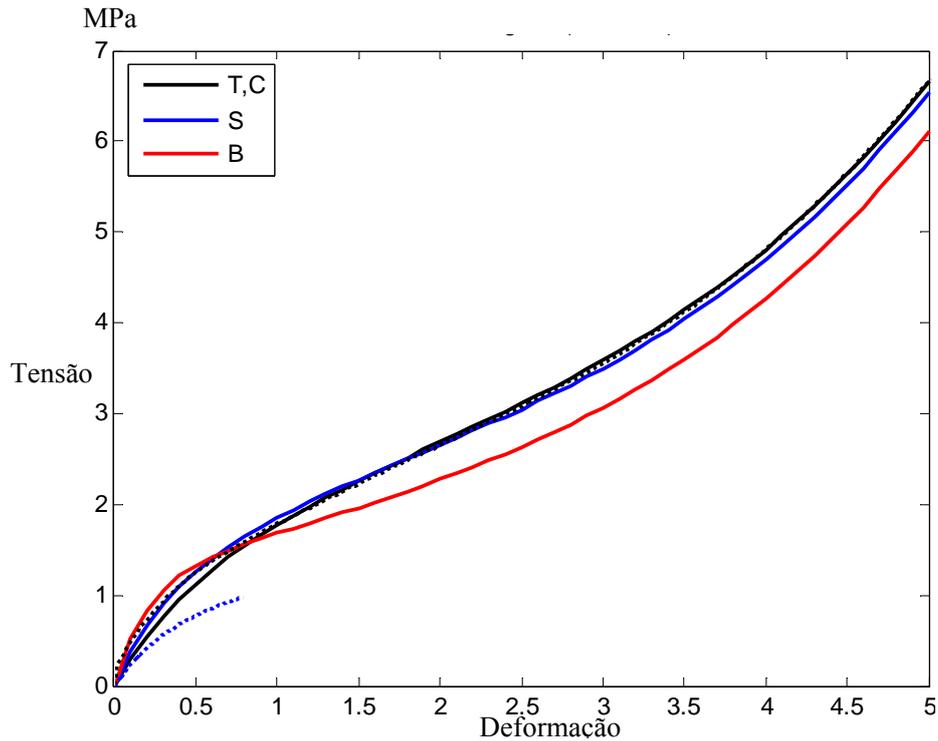


Figura 4.14 - Ajuste da curva do ensaio de tração e previsão do comportamento de outros ensaios para o modelo de Ogden de 3 termos.

Uma vez preparadas as equações de cada ensaio, para o modelo escolhido, deve-se realizar um ajuste de curvas. O ajuste é uma ferramenta amplamente empregada em engenharia e estatística, e pode ser realizado utilizando diversos critérios. O mais comum é minimizar o quadrado do erro entre a curva teórica procurada e os dados experimentais disponíveis. As constantes a serem determinadas pelo ajuste de curvas para os modelos hiperelásticos dependem do modelo escolhido. Enquanto alguns modelos dispensam o uso de uma única constante, outros podem exigir o ajuste de diversos parâmetros. Em outros casos, as constantes possuem significado físico, e podem ser comparadas com seus valores teóricos como medida de erro do ajuste. Na maior parte dos casos práticos, no entanto, os valores ajustados raramente se aproximam das suas estimativas teóricas baseadas, por exemplo, em informações de reações químicas do material [Marczak et al., 2006].

As constantes são obtidas a partir do ajuste contra uma curva gerada experimentalmente. O objetivo é realizar o ajuste para um ensaio e obter uma previsão satisfatória do comportamento para os demais modos de deformação. Portanto, é responsabilidade do analista escolher qual é o modo de deformação (ensaio) a ser empregado no ajuste, bem como julgar se a previsão dos demais é

aceitável. Para a grande maioria dos elastômeros existentes, deve-se esperar um comportamento similar ao ilustrado na Figura 4.15. Note-se que, quando mostradas em mesma escala, os ensaios de cisalhamento e tração biaxial produzem tensões maiores que às obtida para o ensaio de tração uniaxial. É comum a curva de cisalhamento diferir pouco da curva de tração uniaxial para pequenas deformações, aumentando sua diferença para deformações maiores, mas a curva de tração biaxial produz tensões notadamente maiores.

Portanto, esta disposição geral depende também da faixa de deformações desejada, e é comum se atingir valores de deformação em tração uniaxial muito superiores aos demais ensaios. Além disso, deve-se perceber também que a curva de compressão segue as mesmas equações teóricas da tração uniaxial, mas exibe um gradiente muito mais agressivo [Marczak et al., 2006]. Quando os resultados obtidos não fornecem curvas similares às da Figura 4.15, ou estas estão dispostas em ordem diversa, muito provavelmente as constantes obtidas são inadequadas ou então os dados experimentais não são confiáveis.

Cabe ao analista decidir se há concordância suficiente entre as predições teóricas e os resultados experimentais. Caso não haja, deve-se tentar uma das seguintes alternativas:

1. Refinar o ajuste, alterando as constantes. Isto pode ser feito manualmente ou alterando-se a configuração do programa que realiza o ajuste das curvas. Por outro lado, esta opção requer alguma conhecimento sobre o comportamento das curvas de cada modelo hiperelástico.
2. Ajustar as constantes hiperelásticas com outro ensaio e repetir a verificação.

É fundamental, ainda, entender a relação entre o campo de deformação e a forma como ele é representado por um modelo hiperelástico em particular. Essa relação ajuda a decidir qual o ensaio experimental a ser realizado. Os ensaios mais simples como o de tração não excitam o segundo invariante de deformação, que normalmente se manifesta em problemas com modos de deformação mais complexos [Marczak et al., 2006].

Caso a alteração das constantes ou o ajuste para outros ensaios ainda não forneça previsões razoáveis, possivelmente o modelo hiperelástico escolhido não tem capacidade de descrever o comportamento da amostra de elastômero em questão. Nesta situação, não resta outra alternativa a não ser trocar de modelo hiperelástico e repetir o procedimento de ajuste. Não existem critérios exatos para decidir qual modelo a ser empregado, mas é possível se familiarizar com o tipo de resposta normalmente gerada por cada modelo, o que ajuda a reduzir o número de opções.

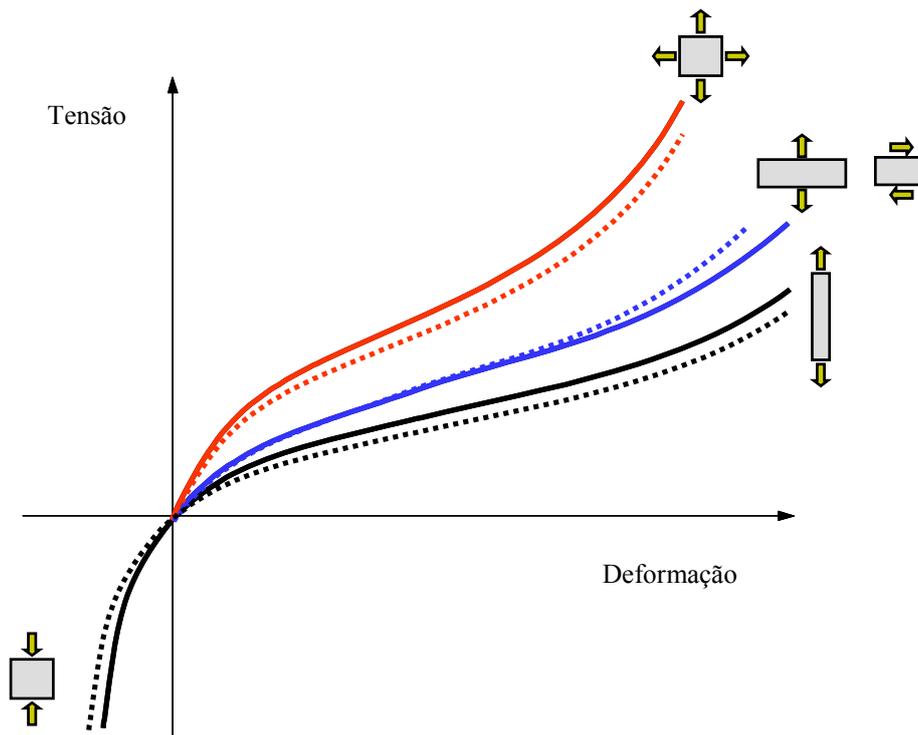


Figura 4.15 - Comportamento esperado para ajuste de curvas dos ensaios de tração uniaxial, cisalhamento puro e compressão.

O modelo de Mooney-Rivlin de 2 termos não apresentou um bom ajuste aos dados do ensaio de tração. Os modelo de Mooney-Rivlin de 3 e 9 termos se ajustaram bem aos dados experimentais, mas o comportamento da previsão para os outros ensaios apresenta uma enrijecimento excessivo. O comportamento esperado (descrito nos parágrafos anteriores e ilustrado na Figura 4.15) não foi verificado nos modelos Mooney-Rivlin de 5 termos, Yeoh de 3 e 5 termos e Ogden de 3 termos. O modelo de material hiperelástico que melhor se ajustou aos resultados do ensaio de tração foi o modelo de Ogden de 2 termos. Este modelo apresentou um ajuste dos dados experimentais melhor

que o modelo de Yeoh de 2 termos apesar de os dois terem tido previsões de comportamentos dos outros ensaios bastante coerentes.

A função energia de deformação para o modelo de Ogden pode ser escrita como:

$$W = \sum_{i=1}^2 \frac{\mu_i}{\alpha_i} (\lambda_1^{\alpha_i} + \lambda_2^{\alpha_i} + \lambda_3^{\alpha_i} - 3) \quad (5.3)$$

As constantes que resultaram do ajuste realizado são:

$$\alpha_1 = 1.09586$$

$$\mu_1 = 1.15739$$

$$\alpha_2 = 4.04239$$

$$\mu_2 = 0.00864338$$

Estas constantes serão utilizadas para informar as propriedades do material do solado do calçado na simulação da pisada utilizando o modelo definido no Capítulo 3.

CAPÍTULO 5 - SIMULAÇÃO DA PISADA UTILIZANDO MODELO DE ELEMENTOS FINITOS

Estudando os resultados das avaliações da pisada em laboratório (medição de força, pressão e ângulo), foram selecionados dois instantes de tempo que são críticos para a percepção de conforto em pacientes saudáveis e desenvolvimento de úlceras em pacientes diabéticos, pois é nesses instantes de tempo que foram observados os picos de força de reação e pressão plantar. Esses são os instantes 1 e 2 ilustrados pelas malhas das figuras 3.12 e 3.13, respectivamente, e correspondem às posições temporais indicadas na Figura 5.1. Os modelos de elementos finitos criados a partir de tomografia computadorizada representam o pé e o solado na exata posição em que esses picos de pressão e força ocorrem durante a pisada.

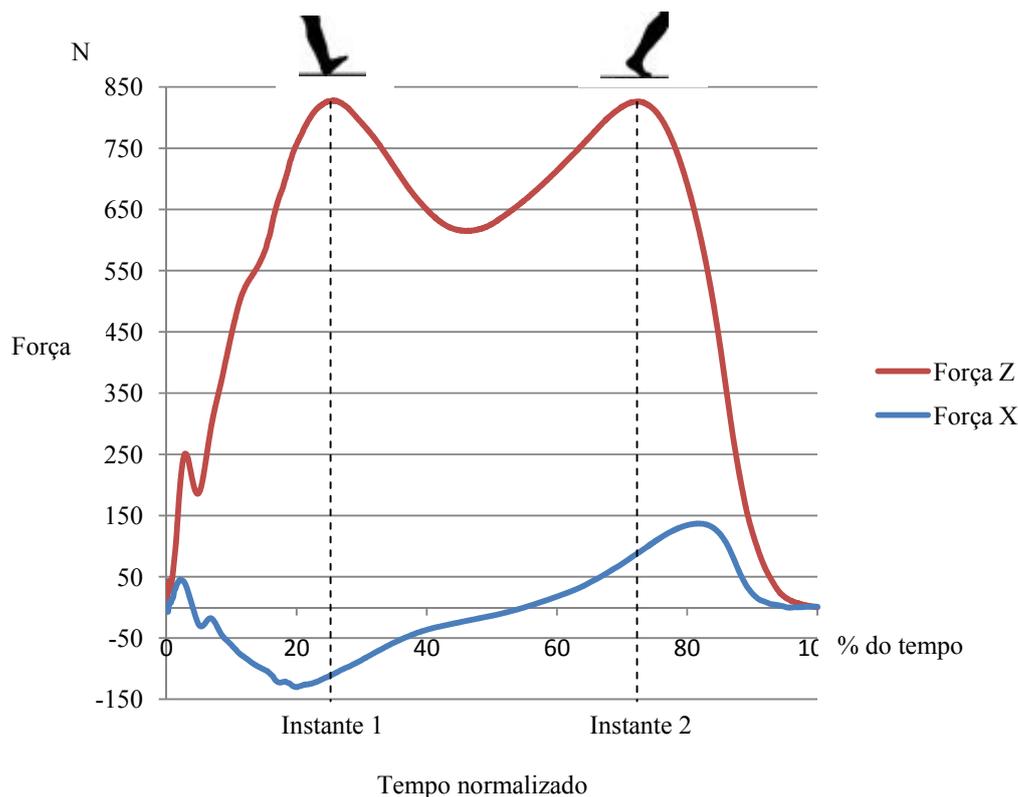


Figura 5.1 - Posições temporais dos instantes 1 e 2 no gráfico de força de reação.

O objetivo da simulação realizada é obter a distribuição de pressão que ocorre na interface entre o pé e o solado. O resultado da simulação deve ser similar ao resultado da medição em

laboratório para validar o modelo de elementos finitos e este ser o ponto de partida da otimização do solado.

5.1 Propriedades dos materiais utilizados na simulação

O modelo de elementos finitos representa o solado do calçado e parte de um pé. O solado do calçado teve suas propriedades de material definidas de acordo com os resultados da caracterização e ajuste de curvas apresentado no Capítulo 4. O modelo do pé foi dividido em dois tipos de material (durante a etapa de processamento das imagens da tomografia computadorizada), sendo que os ossos que compõem o pé foram definidos com um tipo de material e todos os outros tecidos moles que formam o resto do pé foram definidos com o segundo tipo de material (Figura 5.2).

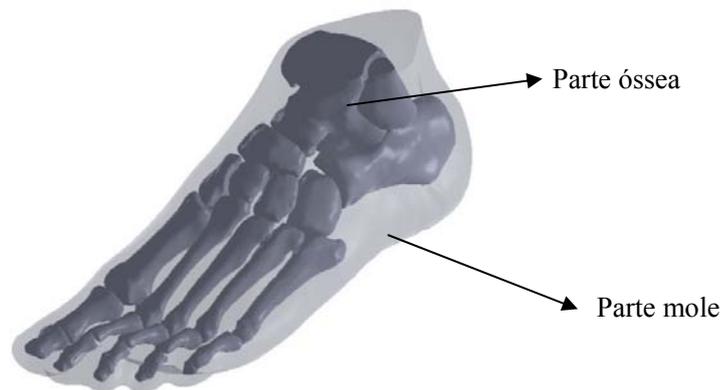


Figura 5.2 - Definição de materiais utilizada por partes do pé.

Evidentemente, esta ainda é uma interpretação bastante simplificada da anatomia do pé humano, mas permite testar a metodologia a ser empregada no presente trabalho.

- Solado do calçado: Foi utilizado o modelo hiper-elástico de Ogden com dois termos conforme descrito no Capítulo 4. As constantes utilizadas foram:

$$\alpha_1 = 3,3183$$

$$\mu_1 = 0,084386$$

$$\alpha_2 = 0,00064971$$

$$\mu_2 = 4265,3$$

- Ossos do pé: Sabe-se que o osso humano possui propriedades anisotrópicas e heterogêneas, pois tendem a ser adaptar aos carregamentos suportados. De qualquer maneira, essas características de anisotropia e heterogenia não são relevantes para a simulação realizada nesse trabalho, pois os ossos possuem apenas a função de transmitir a carga e manter o formato do tecido mole. As propriedades dos ossos foram representadas por um modelo linear elástico e os valores utilizados foram obtidos do trabalho de Cheung e Zhang, 2006. A modelagem do osso com um modelo linear elástico é adotada na maioria dos estudos revisados e os valores utilizados não variam muito. Os valores utilizados foram:

$$E = 7300 \text{ MPa}$$

$$\nu = 0,3$$

- Tecido mole do pé: Nesta definição de tecido mole estão incluídos tendões, músculos, gorduras, pele, etc e cada um desses tipos de tecidos possuem uma propriedade diferente. Porém, gerar um modelo fiel a esses tecidos é extremamente complexo. Os estudos existentes representam com sucesso o tecido mole através de dois possíveis modelos de material. O modelo mais complexo é o modelo viscoelástico e o modelo mais simples é o linear elástico, que foi o modelo utilizado neste trabalho. A pisada gera forças de reação que variam no tempo e a duração de aplicação dessas forças utilizadas nesse trabalho não permite que os efeitos viscosos sejam percebidos nos tecidos que compõem o pé. Portanto, o modelo linear elástico é uma aproximação adequada. Os valores utilizados para a parte mole do pé foram extraídos do trabalho de Cheung e Zhang, 2006 e o módulo de elasticidade aumentado para eliminar problemas de instabilidade. Os valores foram:

$$E = 0,7 \text{ MPa}$$

$$\nu = 0,45$$

5.2 Condições de contorno do modelo

5.2.1 Instante 1

O primeiro instante de tempo simulado possui as seguintes características que podem ser verificadas na medição de força, pressão e ângulo realizada em laboratório (ver Capítulo 2):

- Solado do calçado totalmente apoiado na região do calcanhar e apoiado na região dos metatarsos.

- Peso do indivíduo já todo concentrado no pé de apoio, resultando em uma força de 815N na vertical e 97N na horizontal.

- Distribuição de pressão com valores mais altos e significativos na região do calcanhar e valores baixos no meio do pé, indicando que o peso do corpo ainda se concentra na região do calcanhar e ainda não foi distribuída para o resto do pé.

As condições de contorno que representam as forças e apoios existentes no instante de tempo simulado são:

- Força aplicada no osso (conforme Figura 5.4) na direção do eixo da perna (Figura 5.3), representando o peso do indivíduo no valor de 821N.



Eixo da força e restrições

Figura 5.3 - Eixo de aplicação da carga.

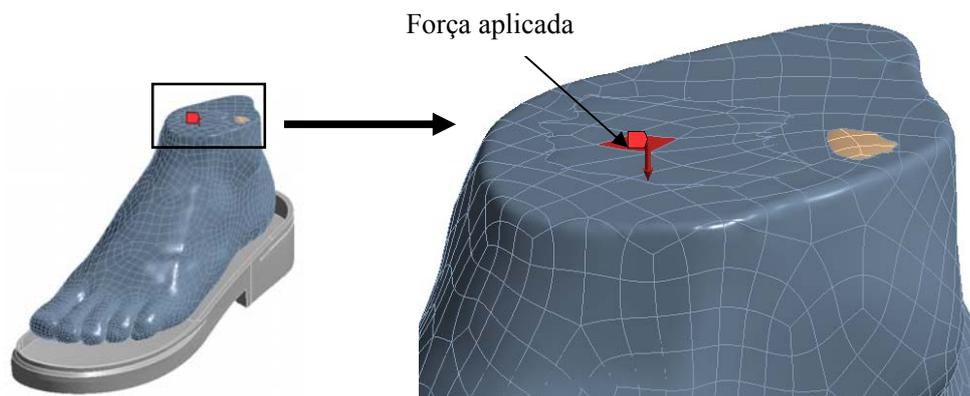


Figura 5.4 – Força aplicada ao modelo de elementos finitos.

-Deslocamento prescrito nulos nos ossos nas direções X e Y conforme sistema de coordenadas ilustrado (conforme Figura 5.5) representando a estabilidade proporcionada pelo resto da perna do indivíduo. A direção Z corresponde à direção representada na Figura 5.3.

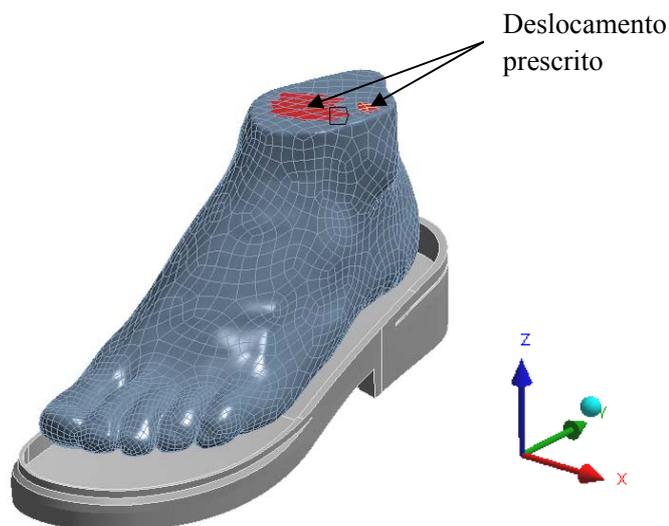


Figura 5.5 – Deslocamento aplicado nos ossos do modelo de elementos finitos.

-Deslocamento prescrito nulo nas faces inferiores do solado do calçado (Figura 5.6) representando a rigidez do chão no momento da pisada.

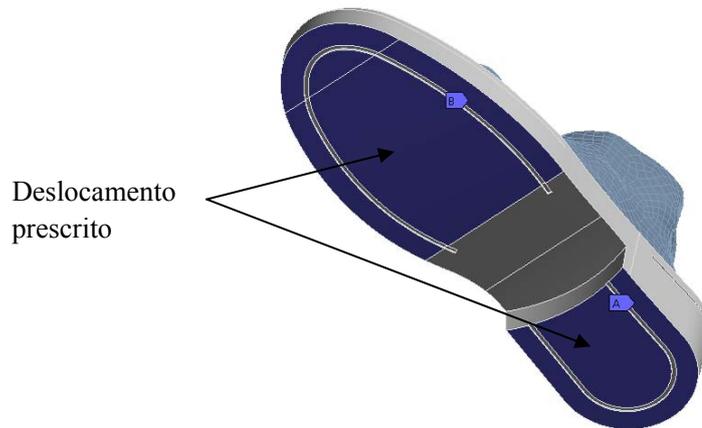


Figura 5.6 – Deslocamento aplicado ao solado do modelo de elementos finitos.

5.2.2 Instante 2

O segundo instante de tempo simulado possui as seguintes características que podem ser verificadas na medição de força, pressão e ângulo em laboratório:

- Solado do calçado totalmente apoiado apenas na região frontal.
- Peso do indivíduo todo concentrado no pé de apoio, resultando em uma força de 817N na vertical e 80N na horizontal durante o impulso final.
- Distribuição de pressão com valores mais altos e significativos na região do primeiro metatarso e valores nulos no calcanhar, indicando que o peso do corpo já concentra na região frontal para o impulso final.

As condições de contorno que representam as forças e apoios existentes no instante de tempo simulado são:

- Força aplicada no osso (conforme Figura 5.4) na direção do eixo da perna (Figura 5.7), representando o peso do indivíduo no valor de 821N.



Figura 5.7 - Eixo usado para aplicar força e restrições.



Figura 5.8 - Força aplicada no modelo de elementos finitos para segundo instante de tempo.

-Deslocamento prescrito nulo nos ossos direções Y e Z conforme sistema de coordenadas ilustrado (conforme Figura 5.5) representando a estabilidade proporcionada pelo resto da perna do indivíduo. O eixo X está representado na Figura 5.7.

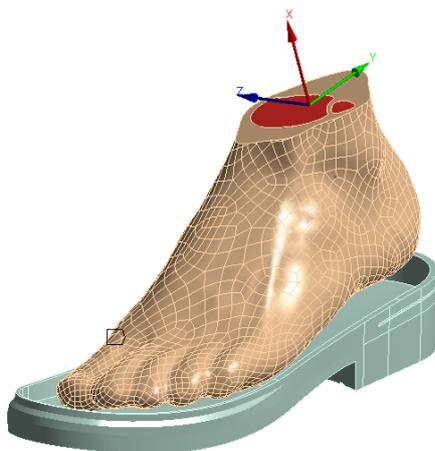


Figura 5.9 - Deslocamento prescrito na parte óssea do modelo de elementos finitos para o segundo instante de tempo.

-Deslocamento prescrito nulo nas faces inferiores da região do calcanhar do solado do calçado (Figura 5.10) representando o apoio com o chão no momento da pisada.

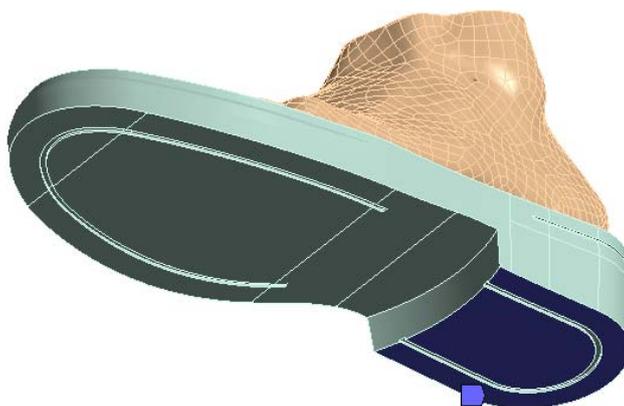


Figura 5.10 - Deslocamento prescrito na parte inferior do solado - região do calcanhar.

-Deslocamento prescrito nulo nas faces inferiores do solado do calçado (Figura 5.6) representando a rigidez do chão no momento da pisada.

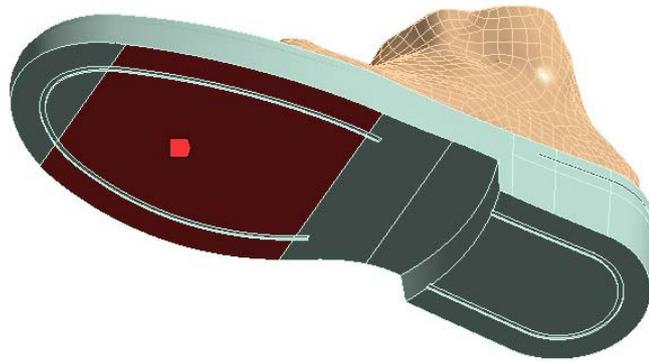


Figura 5.11 - Deslocamento prescrito na parte inferior do solado - região frontal.

5.3 Resultados de pressão

5.3.1 Perfil de pressão - Instante 1

Os resultados de pressão na interface entre o pé e o solado podem ser vistos na Figura 5.12. A escala de cores utilizada é igual à do resultado de medição de pressão em laboratório (mesmas cores e intervalos de valores para cada cor). Dessa maneira é possível fazer uma comparação direta entre os resultados, onde é possível perceber a diferença entre resolução da escala de cores da medição e da simulação. Na medição, cada sensor possui uma área onde não existe variação nas cores dos resultados. Além disso, o número de cores utilizado na escala da medição em laboratório é pequeno, e conseqüentemente cada cor contém um intervalo muito grande de valores de pressão possível. O resultado da simulação apresentou picos de pressão em pequenas regiões com um valor máximo maior que o resultado da medição. A região que possui valor acima de 300KPa está indicado com a cor lilás na Figura 5.12, sendo que o maior valor encontrado é igual a 500KPa. A origem dessa diferença pode estar no contato entre o solado e a geometria da parte mole do pé que é relativamente irregular, causando o toque de algumas partes do calcanhar antes de outras e conseqüentemente esses pequenos picos.

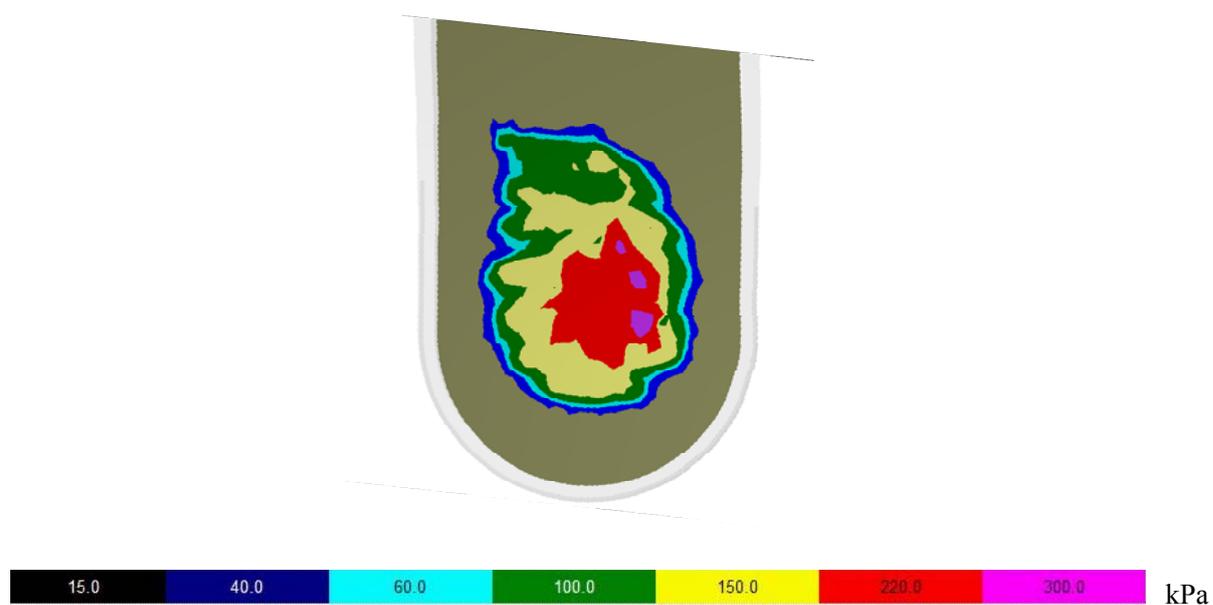


Figura 5.12 – (a) Resultado de pressão entre pé e solado da simulação por elementos finitos com escala automática e (b) com escala igual à utilizada na medição com palmilha em laboratório.

Os resultados de pressão da simulação podem ser apresentados na forma do resultado da medição. Os picos de pressão foram desconsiderados ao se levar os resultados de pressão da simulação para a forma apresentada pela palmilha. O gráfico resultante pode ser visto na Figura 5.13.

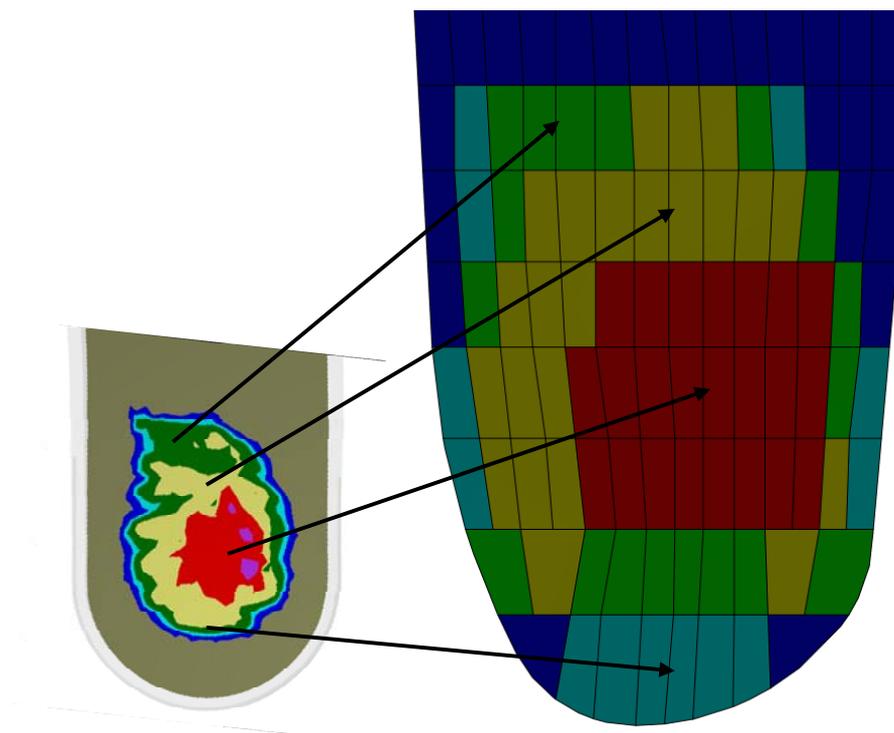


Figura 5.13 – Resultados de pressão da simulação do primeiro instante de tempo mostrados com a resolução e escala de cores da palmilha de medição.

A Figura 5.14 mostra os resultados de pressão da medição com palmilha e da simulação lado a lado. É possível perceber que os dois resultados apresentam uma região central (em vermelho) com os maiores valores de pressão de tamanho similar. Os valores de pressão começam a diminuir mais perto da borda da palmilha. Os resultados da simulação apresentam uma diminuição nos valores de pressão mais acentuada enquanto os resultados da palmilha de medição têm a pressão distribuída mais uniformemente em toda região do calcanhar. Considerando todas as simplificações impostas ao modelo por se tratar de uma simulação complexa, pode-se considerar esses resultados satisfatórios e adequados para validar o modelo numérico.

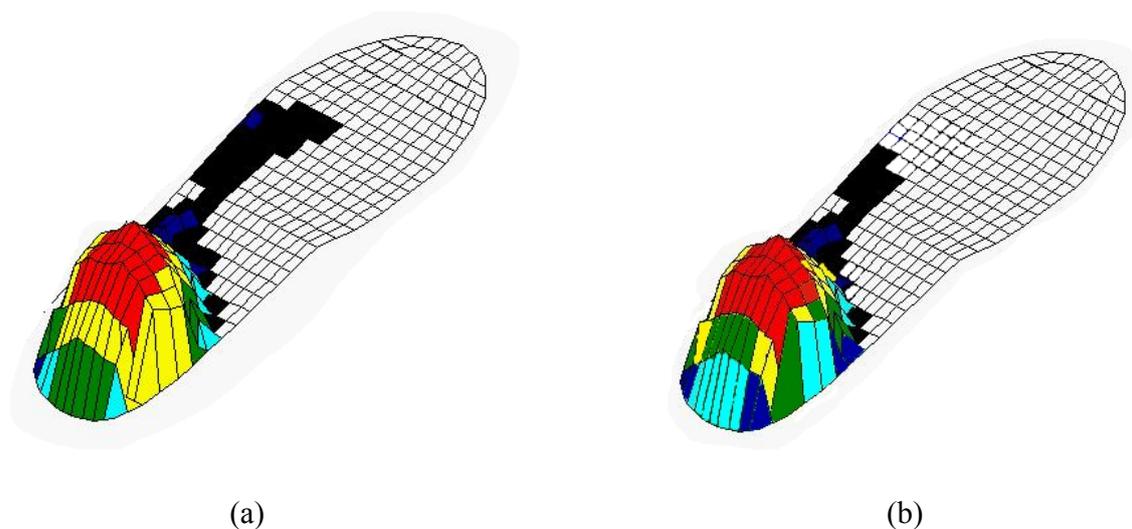


Figura 5.14 – Resultado de pressão do primeiro instante de tempo (a) palmilha de medição (b)simulação.

5.3.2 Perfil de pressão - Instante 2

A distribuição de pressão na parte frontal do pé para o segundo instante de tempo pode ser vista na Figura 5.15. Pode-se visualizar concentrações na região abaixo dos metatarsos, onde se espera que normalmente ocorra. Diferentemente dos resultados do primeiro instante de tempo, os resultados do segundo instante mostraram coerência na distribuição da pressão mas os valores encontrados são em média, 150kPa mais elevados em todos os nós.

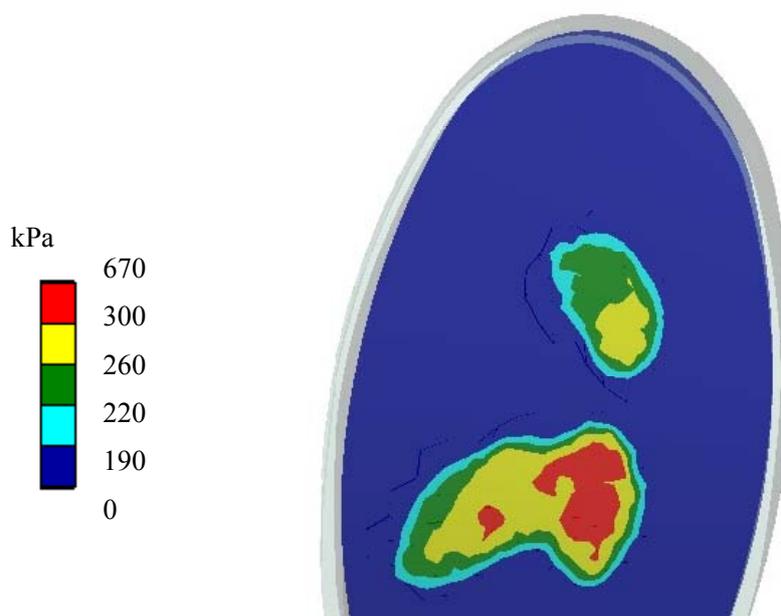


Figura 5.15 - Distribuição de pressão na parte frontal para a simulação do segundo instante de tempo.

Para realizar a comparação com os resultados medidos em laboratório, o mesmo procedimento realizado nos resultados do primeiro instante de tempo foi aplicado. A Figura 5.16 mostra a transferência dos resultados da simulação para a grade de sensores equivalente da palmilha.

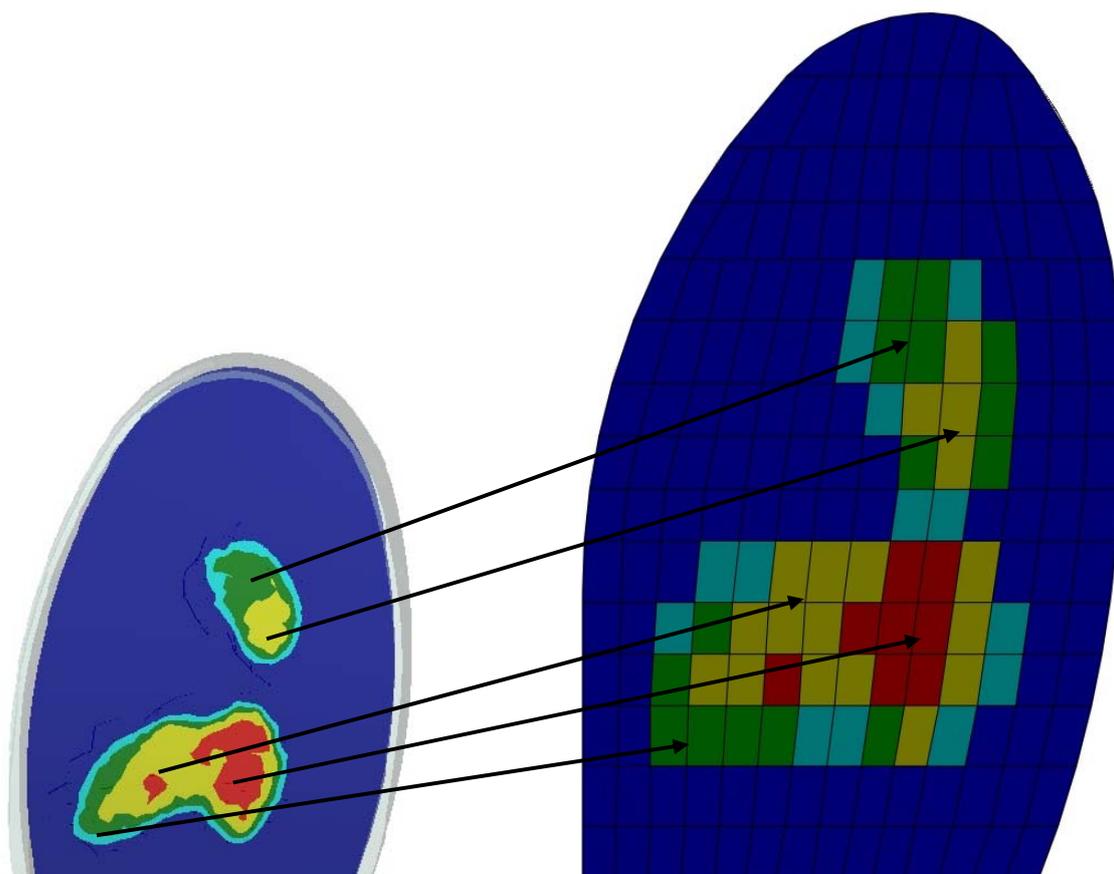


Figura 5.16 - Resultados de pressão da simulação do segundo instante de tempo mostrados com a resolução e escala de cores da palmilha de medição

A Figura 5.17 mostra os resultados de pressão da palmilha de medição e da simulação. Ambos possuem picos de pressão abaixo dos metatarsos, especialmente no primeiro.

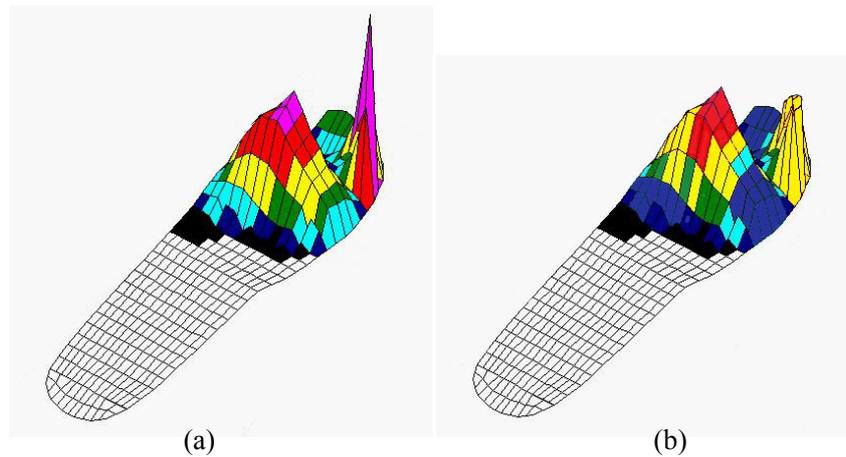


Figura 5.17 - Resultado de pressão do segundo instante de tempo (a) palmilha de medição (b) simulação

5.4 Calibração do modelo de elementos finitos

Os resultados da simulação poderiam ser calibrados utilizando como referência os resultados da palmilha de medição. A calibração pode ser realizada alterando um parâmetro do modelo numérico que influencie diretamente no resultado de pressão plantar. As propriedades dos materiais da parte mole do pé e do solado do calçado assim como a geometria destes são exemplos de parâmetros possíveis de serem utilizados e o critério para eleger um deles pode ser um estudo de sensibilidade do resultado de pressão plantar em relação à variação deles. A calibração do modelo de elementos finitos pode ser realizada com uma rotina de otimização que tenha uma função custo que diminua a diferença entre os resultados de pressão da simulação e da palmilha de medição. Uma possível função custo seria:

$$\varphi = (p_m - p_s)^2 \quad (5.1)$$

onde p_m é o resultado de pressão da medição e p_s é o resultado de pressão da simulação.

Mesmo apresentando diferenças apreciáveis, os resultados da medição com palmilha e da simulação apresentam uma boa coerência com gradiente de cores similar. A calibração do modelo numérico utilizando os resultados da palmilha de medição é comprometida pela baixa resolução da escala de cores utilizada pelo sistema de medição. Pequenas alterações na pressão plantar simulada poderiam ser suficientes para a correta calibração, mas insuficientes para alteração da respectiva cor

na escala. Não há como verificar esse comportamento devido à ampla faixa de valores de pressão representados por cada cor da escala e os resultados de pressão da palmilha de medição estarem disponíveis apenas através de imagens como a Figura 5.14.

A calibração do modelo de elementos finitos não será implementada e apenas a validação do modelo numérico através de inspeção e comparação visual com os resultados da palmilha de medição será utilizada. Essa inspeção deve ser suficiente para garantir que os resultados de pressão da simulação podem ser utilizados como ponto de partida para a otimização da geometria do solado.

CAPÍTULO 6 - OTIMIZAÇÃO DO SOLADO

A otimização do projeto de um solado culmina em modificações que o adequam a um determinado tipo de utilização ou critério previamente definido. Evidentemente, esse processo passa pela definição das variáveis que podem ser modificadas durante a otimização (definição dos parâmetros de projeto), que por sua vez dependem do tipo de calçado. Os parâmetros de projeto são condensados em uma função custo que deve ser extremizada para um determinado critério de otimização, mas existe uma grande segmentação quanto à finalidade do calçado, ou quais são as áreas que podem ser sujeitas à modificações por questões variadas (conforto, durabilidade, custo de fabricação, estética, etc).

A metodologia de tentativa e erro, baseada em experiência prévia com produtos similares, é adotada em diversas empresas, porém existem outras maneiras de se realizar a busca pela melhor configuração. A definição de uma função custo que contenha os requisitos do projeto permite o uso de técnicas de otimização que automatizam tal tarefa. Deve-se salientar que, no caso do uso de uma metodologia de otimização, a definição de uma função custo adequada é fundamental para a obtenção de resultados práticos. Por se tratar de um problema envolvendo diversos tipos de não-linearidade, um procedimento que demande um grande número de simulações pode tornar o processo proibitivamente caro, e por isso é recomendável que o analista reduza a análise ao menor número de parâmetros de projeto possível. Quanto à função custo, esta deve efetivamente traduzir um ou mais critérios de otimização, sob o risco de não produzir um projeto com as características originalmente desejadas. Poder-se-ia, ainda, pensar em um procedimento de otimização multi-critério, onde mais de uma função objetivo é extremizada simultaneamente. Embora esta seja uma possibilidade cabível, aqui será explorado o caso de uma única função custo, sem detrimento da generalidade da metodologia.

A título de ilustração, a presente metodologia emprega como critério básico de otimização a redução de picos de pressão que ocorrem em certas regiões da interface pé-soldado. Como já foi discutido nos primeiros capítulos, diversos artigos mostram que picos de pressão estão associados a desconforto e lesões. Para gerar a função custo que possa ser usada para avaliar os níveis de pressão é necessário definir algumas métricas que capturem convenientemente este aspecto.

Portanto, o presente trabalho adota a premissa de que a distribuição de pressão deve ser suavizada a fim de remover gradientes excessivos e distribuir valores máximos. Em outras palavras,

entende-se que se a otimização pretendida promover uma distribuição de pressão mais uniforme que o projeto original, então os níveis de conforto devem aumentar ou, ainda, a probabilidade de lesões deve ser reduzida. Para tanto, extraiu-se os resultados de pressão em pontos pré-selecionados a fim de gerar perfis de pressão nessas regiões. As regiões do calcanhar e da parte frontal do soldado são candidatas naturais, já que ali ocorrem as pressões mais altas durante os instantes 1 e 2, respectivamente. Esses perfis incorporam uma razoável quantidade de informações, e são dependentes em diversos graus de todas as variáveis geométricas e físicas empregadas na construção do modelo. Assim, alterando-se essas variáveis pode-se construir superfícies de resposta que indicam quais os seus valores ótimos a fim de extremizar uma função custo apropriada. Intrinsecamente, se o perfil de pressão sob o calcanhar durante o instante 1, bem como o perfil de pressão sob os metatarsos durante o instante 2 puderem ser otimizados, assume-se que haverá ganho durante toda a passada.

6.1 Definição da função custo

Os pontos de extração de pressão foram selecionados de maneira que estivessem distribuídos dentro da região onde ocorre o contato entre pé e solado na parte frontal e também do calcanhar. Os nós selecionados podem ser vistos destacados em verde e numerados na Figura 6.1.

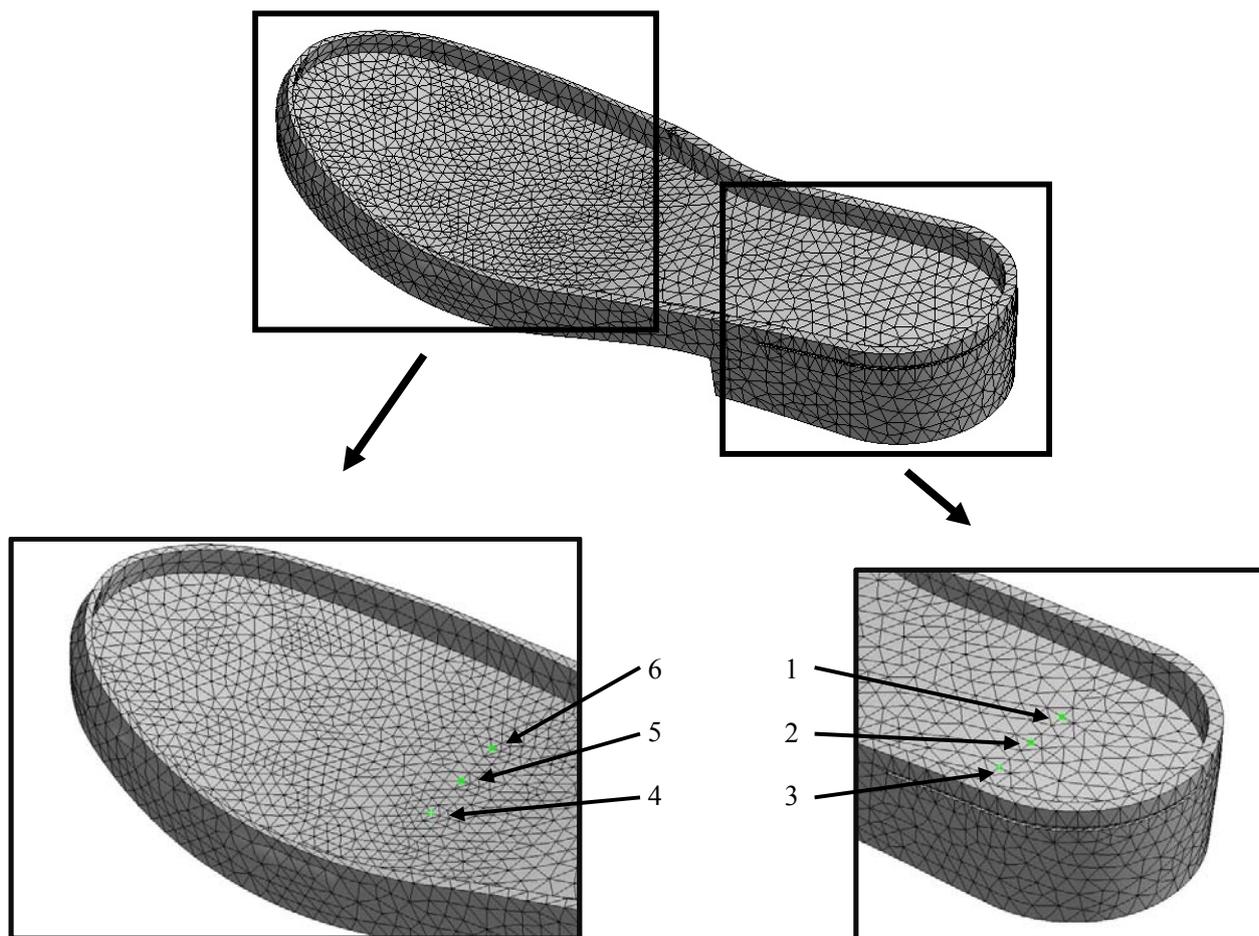


Figura 6.1 - Geometria do solado com a posição dos pontos utilizados para controle dos níveis de pressão.

Um polinômio de segunda ordem foi ajustado aos valores de pressão dos nós para gerar uma curva que relaciona pressão com posição ao longo da linha. Para uma distribuição genérica como a ilustrada na Figura 6.2, pode-se definir as seguintes métricas que serão utilizadas na geração da função custo.

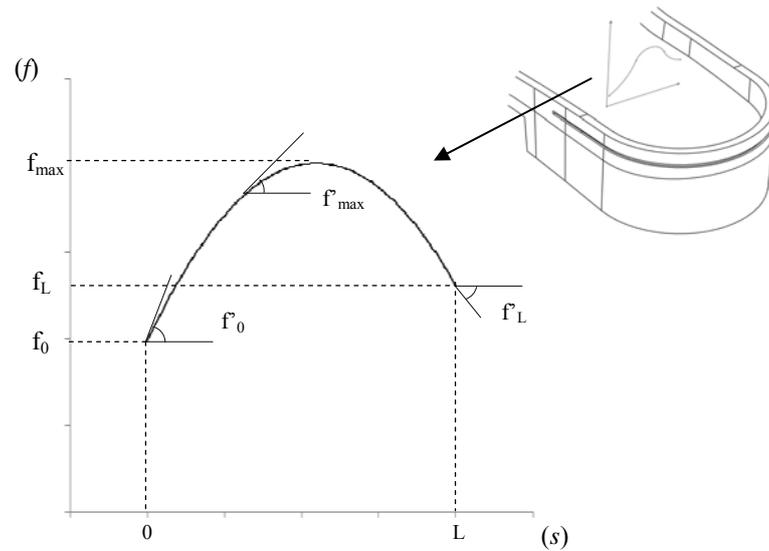


Figura 6.2 - Métricas para montagem de uma função custo em uma curva exemplo.

onde,

f_{max} = valor máximo da função

$$f_{med} = \text{valor médio da função} = \int_0^L f dx / L$$

derivada no ponto inicial = f'_0

derivada no ponto final = f'_L

valor máximo de derivada = f'_{max}

A Tabela 6.1 lista combinações possíveis para uma função custo que objetive distribuir a pressão o mais uniformemente possível.

Função custo	Característica básica
$\Phi_1 = f_{max} - f_{med} $	Atenua os picos de pressão
$\Phi_2 = \frac{ f_{max} }{ f_{med} } - 1$	Atenua os picos de pressão
$\Phi_3 = \frac{ f_{max} }{ f_{med} } + \frac{ f_0 }{ f_{med} } + \frac{ f_L }{ f_{med} } - 3$	Atenua os picos de pressão
$\Phi_4 = f'_{max} $	Atenua o pico máximo mas não garante um baixo nível de pressão

$\Phi_5 = f_{max}'^2 + f_0'^2 + f_L'^2$	Transforma a curva em uma reta horizontal mas não garante o baixo nível de pressão
$\Phi_6 = f_0'^2 + f_L'^2$	Torna a distribuição constante mas não garante baixos níveis de pressão.

Tabela 6.1 - Combinações possíveis das métricas para geração de uma função custo.

Todas as opções mostradas relacionam valores da função e de suas derivadas com o propósito de igualar o valor de todos os pontos e em alguns casos deixá-los mais próximos de f_{med} . Todas elas, no entanto, possuem exceções que podem comprometer a otimização.

Uma definição alternativa às da Tabela 6.1 utiliza um procedimento bastante conhecido e que possui um efeito similar ao das funções listadas anteriormente. Partindo da premissa que a distribuição ideal é constante e o valor deve ser igual a f_{med} , pode-se utilizar a distância d de um ponto da curva de pressão $f(x)$ até a linha horizontal de valor igual a f_{med} para avaliar o quão longe se está de uma distribuição uniforme (Figura 6.3). Para considerar diversos pontos, utiliza-se a soma do quadrado das distâncias. A minimização do somatório indicaria a melhor combinação de parâmetros para alcançar o objetivo de redução de picos de pressão.

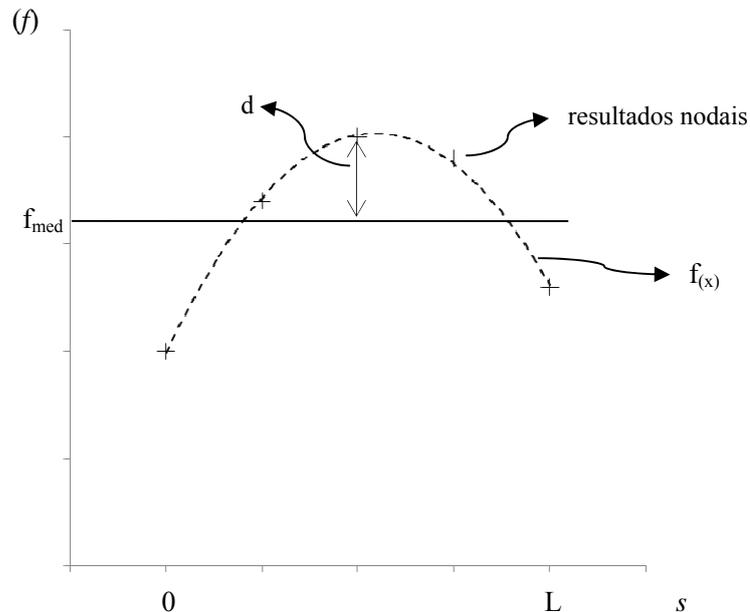


Figura 6.3 - Distância entre os resultados da curva de pressão e a distribuição considerada como ideal.

O ajuste de curvas utiliza a minimização das soma do quadrado das distâncias para a definir a função que melhor representa um conjunto de dados. O procedimento proposto é similar a uma regressão linear inversa, onde a regressão é conhecida a priori. O cálculo do somatório do quadrado das distâncias é realizado entre a curva de distribuição de pressão e a linha horizontal de valor igual à média. A minimização é feita utilizando o somatório do quadrado das distâncias como função custo e parâmetros da geometria e o material do solado, por exemplo, como variáveis de projeto. A função custo utilizada no presente trabalho pode ser escrita como

$$\varphi = (\sum_{i=1}^n d_i^2)_{inst\ 1} + (\sum_{i=1}^n d_i^2)_{inst\ 2} \quad (6.1)$$

onde:

$$d = f - f_{med}.$$

n = número de pontos nodais a serem considerados

Essa função custo considera resultados dos dois instantes de tempo. Se mais instantes fossem empregados, poder-se-ia incluir-los na função custo. A combinação dos dois instantes de tempo poderia ainda selecionar, através de alguma função peso, o instante que tem maior importância.

6.2 Variáveis de projeto

O formato do calçado e o material utilizado na sua fabricação são os fatores de maior influência no requisito de conforto, por exemplo. Por este motivo, as variáveis de projeto serão predominantemente relacionadas à geometria e material do solado.

O calçado selecionado neste trabalho possui uma geometria bastante simples em relação a outras opções do mercado para possibilitar alterações simples e de fácil implementação. Selecionou-se uma variável de projeto na geometria do solado e uma do material do solado. Um furo cilíndrico (Figura 6.4) foi adicionado à região do calcanhar do solado e o raio do furo foi definido como uma variável de projeto. A remoção de material diminuindo a rigidez do solado é vista em parte dos calçados. Uma geometria simples como um furo circular facilita a definição da variável para testar a metodologia. Assim o raio do furo foi selecionado como uma das variáveis de projeto aqui.

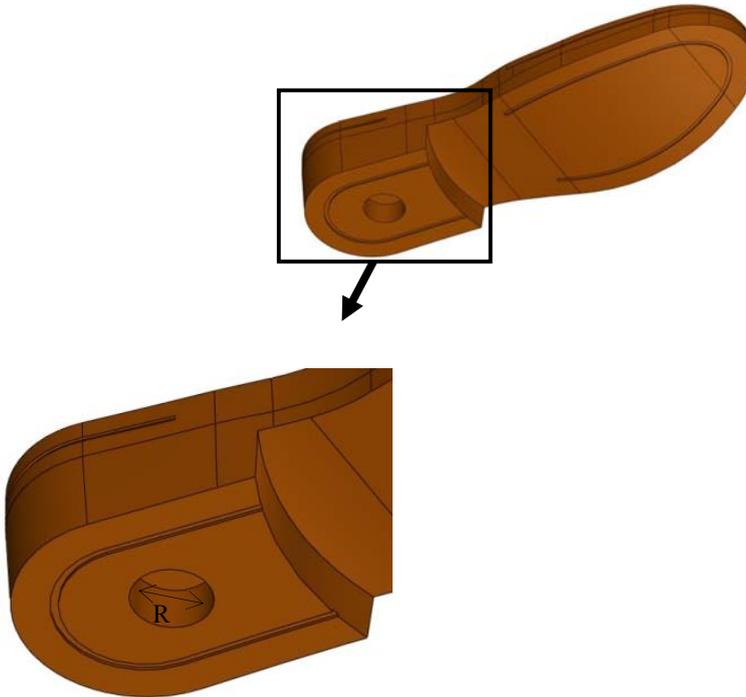


Figura 6.4 - Furo inserido na região do calcanhar e a variável de projeto "R".

A segunda variável de projeto definida foi em relação ao material do solado. O comportamento do material do solado diferencia muitos calçados, porém é necessário definir o parâmetro do material a ser alterado.

Com o intuito de manter o número de variáveis de projeto o menor possível, foi realizado um estudo de sensibilidade dos resultados com as constantes usadas na relação constitutiva do material. O modelo de Ogden utilizado para a borracha do solado na simulação é definido com quatro parâmetros (α_1 , α_2 , μ_1 , μ_2). Os parâmetros α_1 e α_2 possuem grande influência no equacionamento do modelo de Ogden. O parâmetro selecionado como variável foi o α_2 . A influência da variação de α_2 pode ser vista na Figura 6.6 e 6.7. As Figuras 6.5 a 6.8 possuem a mesma escala, possibilitando a comparação visual. A redução do valor de α_2 de 0,00064971 para 0,00035 leva a relação de tensão x deformação para um nível inferior de valores. Um mesmo nível de deformação é alcançado com um valor de tensão menor.

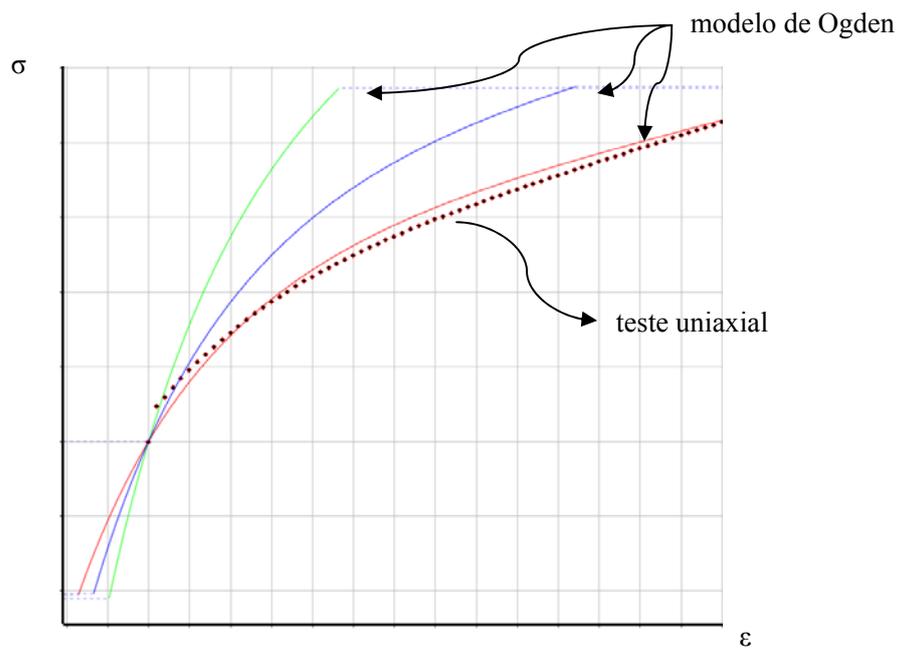


Figura 6.5 - Ajuste da curva de teste uniaxial do material do solado com modelo de Ogden.

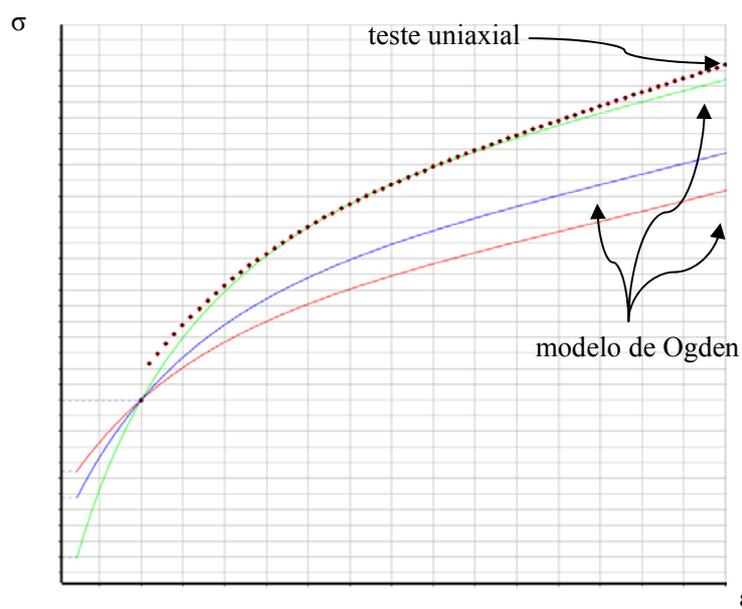


Figura 6.6 - Alterações no modelo de Ogden com a modificação da variável de projeto α_2 para 0,00035.

O aumento do valor de α_2 de 0,00064971 para 0,0009 leva a relação de tensão x deformação para um nível superior de valores. Um mesmo nível de deformação é alcançado com um valor de tensão maior.

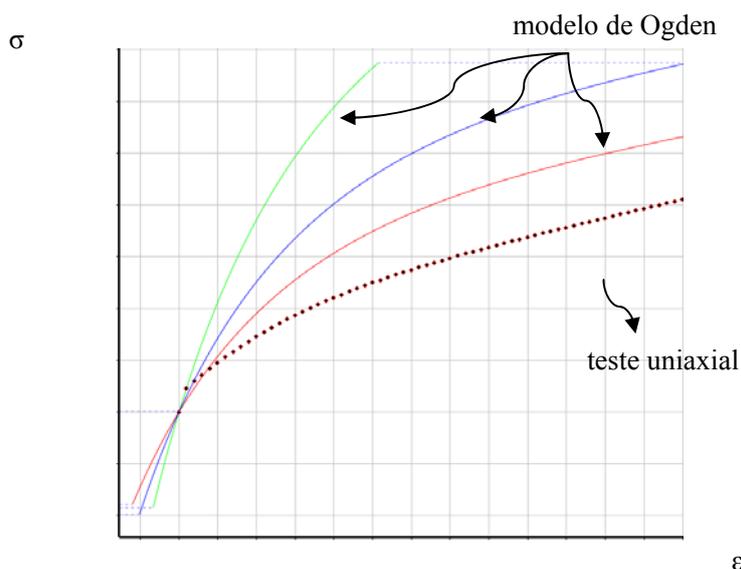


Figura 6.7 - Alterações no modelo de Ogden com a modificação da variável de projeto α_2 para 0,0009.

A alteração do valor de α_1 de 3,3183 para 2,5 teve um impacto na inclinação das curvas do material, especialmente na região de altas deformações, como pode ser visto na Figura 6.8.

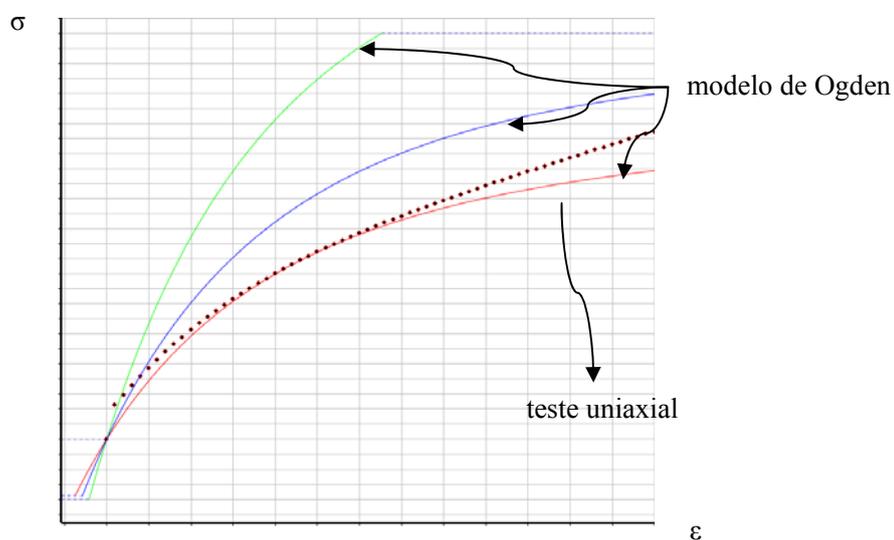


Figura 6.8 - Alterações no modelo de Ogden com a modificação da variável de projeto α_1 para 2,5.

A alteração do valor de α_1 de 3,3183 para 4,5 também teve um impacto na inclinação das curvas do material, porém em regiões de menor deformação (Figura 6.9). A influência de cada um

Variável de projeto	Valores assumidos				
R (raio do furo)	0	15	20	25	
α_2	0,00035		0,000649771		0,0009

Tabela 6.2 - Valores assumidos pelas variáveis de projetos para as novas simulações.

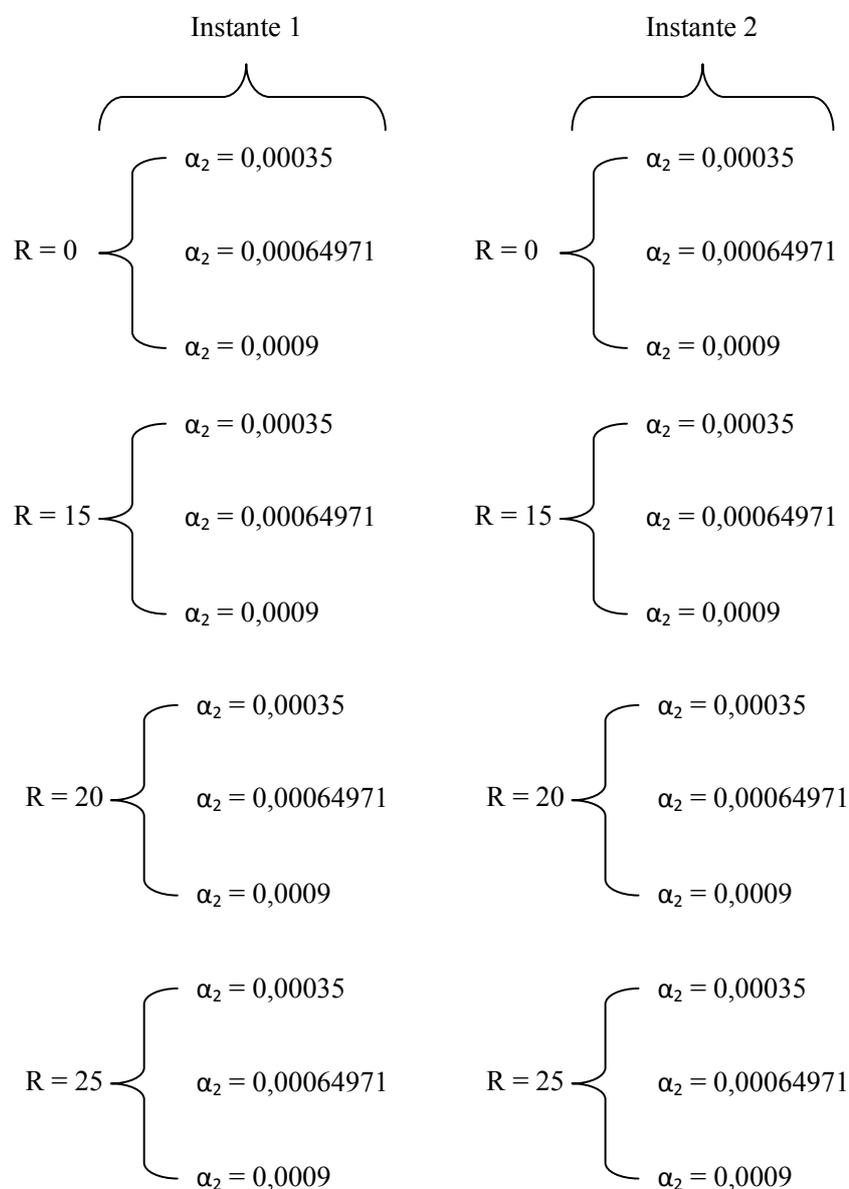


Figura 6.10 - Listagem das combinações de valores das variáveis de projeto.

6.3 Extração dos perfis de pressão

Cada região (do calcanhar e frontal) possui três pontos de controle onde o resultado de pressão nodal é obtido diretamente do modelo de elementos finitos. Um polinômio de segunda ordem foi ajustado a cada conjunto de pontos. Os valores anotados e as equações dos polinômios podem ser vistos na Tabela 6.3 e as curvas geradas pelo ajuste podem ser vistas nas Figuras 6.11 a 6.16.

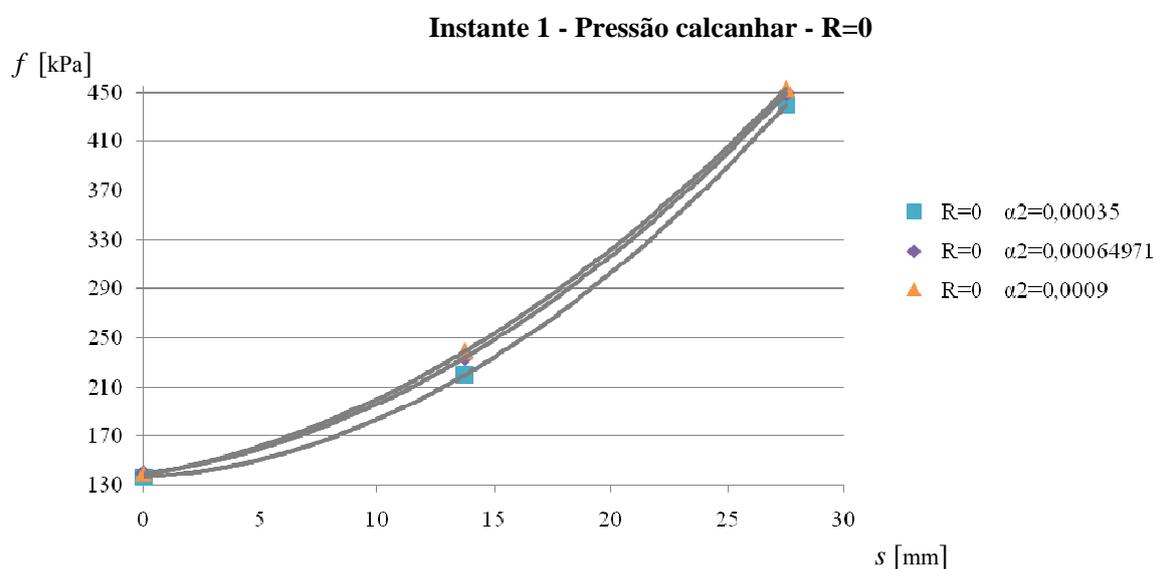


Figura 6.11 - Resultados de pressão nodal na região do calcanhar em função de α_2 . Instante 1. R=0.

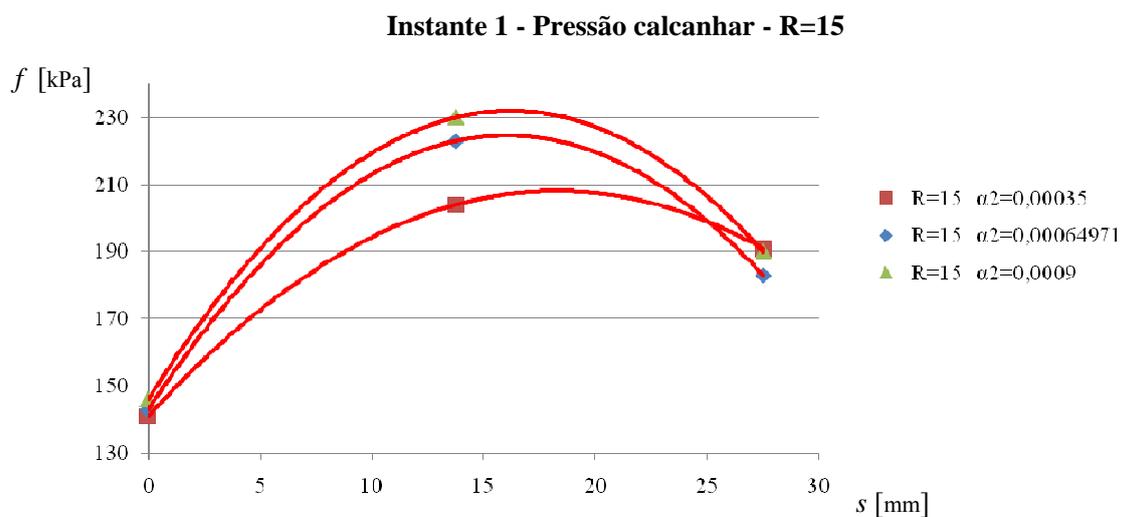


Figura 6.12 - Resultados de pressão nodal na região do calcanhar em função de α_2 . Instante 1. $R=15$.

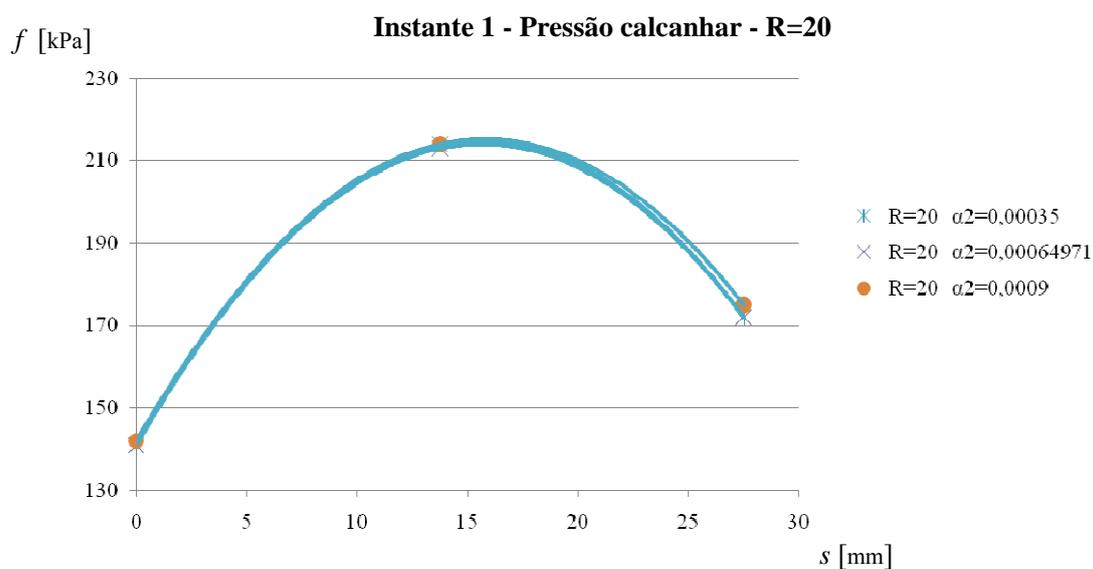


Figura 6.13 - Resultados de pressão nodal na região do calcanhar em função de α_2 . Instante 1. $R=20$.

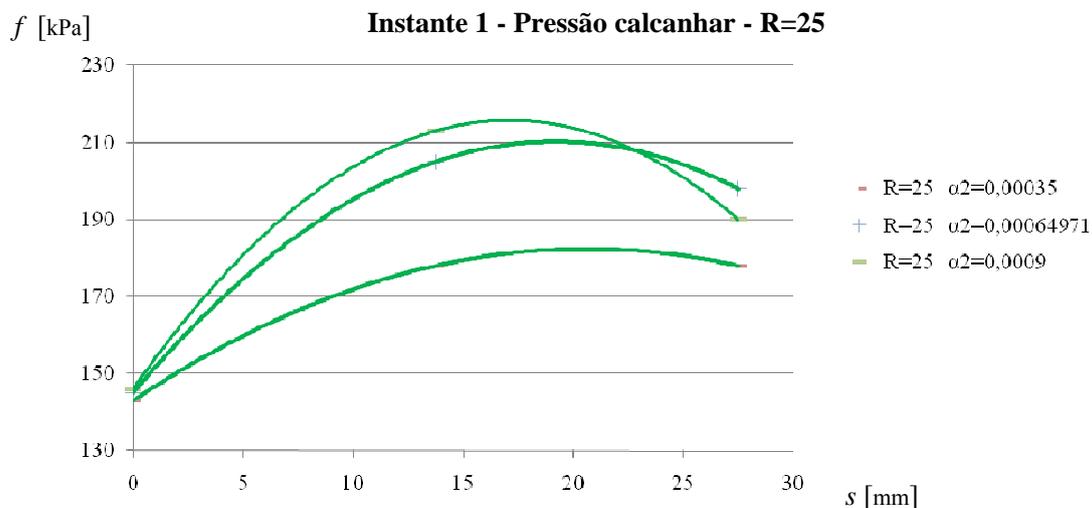


Figura 6.14 - Resultados de pressão nodal na região do calcanhar em função de α_2 . Instante 1. R=25.

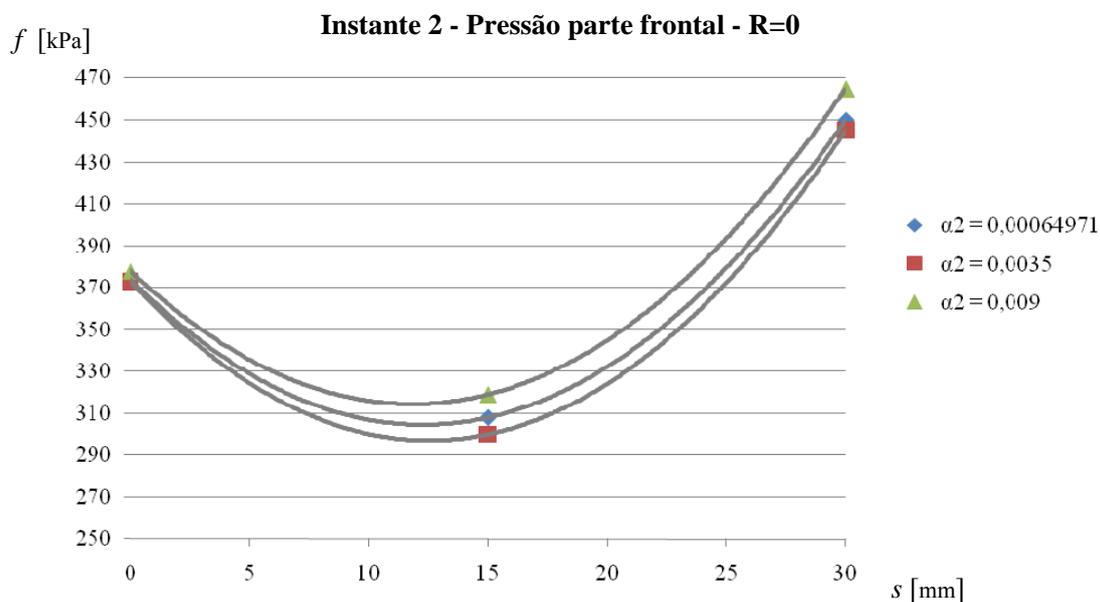


Figura 6.15 - Resultados de pressão nodal na região frontal em função de α_2 . Instante 2. R=0.

Os gráficos mostram a influência das variáveis de projeto na distribuição de pressão no calcanhar e na parte frontal. Existe pouca variação dos resultados para a região frontal, como já foi mencionado. A região do calcanhar mostra maior variação, especialmente em relação ao diâmetro

do furo. A Figura 6.16 contém todas as curvas geradas para a região do calcanhar e resalta o comportamento mais próximo do constante e com valores mais baixos da combinação de variáveis $R = 25\text{mm}$ e $R = 15\text{mm}$ com $\alpha_2 = 0,00035$.

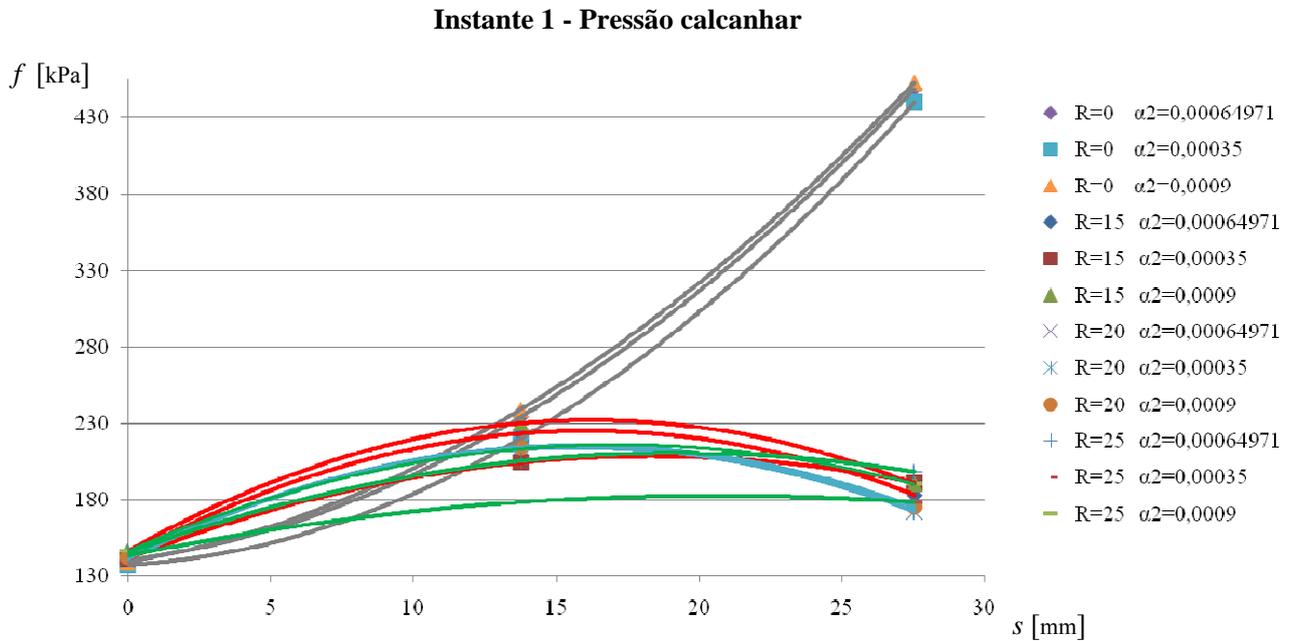


Figura 6.16 - Resultados de pressão nodal na região do calcanhar em função de α_2 e R. Instante 1.

6.4 Cálculo da função custo

O cálculo da função custo foi realizado utilizando a Equação 6.1. O valor de f_{med} utilizado varia para cada conjunto de dados (combinação de R e α_2) e foi obtido utilizando os polinômios gerados na interpolação dos pontos de pressão. Os valores de f_{med} e da soma dos quadrados das distâncias podem ser vistos na Tabela 6.3 para os dois instantes de tempo e para todas as combinações de R e α_2 .

Casos a serem rodados	Resultado de pressão [kPa]			Equação	f_{med} [kPa]	Soma de quadrado dos desvios - resíduo	Resultado de pressão [kPa]			Equação	f_{med} [kPa]	Soma de quadrado dos desvios - resíduo
	Pc						Pf					
INSTANTE 1	1	2	3				4	5	6			
R = 0mm												
$\alpha_2 = 0,00064971$	140	234	449	$y = 0,3195x^2 + 2,4346x + 140$	254	51421	0	0	0	---	---	
$\alpha_2 = 0,00035$	137	220	440	$y = 0,3618x^2 + 1,0538x + 137$	242	50713	0	0	0	---	---	
$\alpha_2 = 0,0009$	139	239	453	$y = 0,301x^2 + 3,125x + 139$	257	52664	0	0	0	---	---	
R = 15mm												
$\alpha_2 = 0,00064971$	143	223	183	$y = -0,3169x^2 + 10,174x + 143$	203	4400	0	0	0	---	---	
$\alpha_2 = 0,00035$	141	204	191	$y = -0,2007x^2 + 7,3401x + 141$	191	2669	0	0	0	---	---	
$\alpha_2 = 0,0009$	146	230	190	$y = -0,3275x^2 + 10,61x + 146$	209	4771	0	0	0	---	---	
R = 20mm												
$\alpha_2 = 0,00064971$	141	213	172	$y = -0,2984x^2 + 9,3387x + 141$	194	3654	0	0	0	---	---	
$\alpha_2 = 0,00035$	141	214	172	$y = -0,3037x^2 + 9,484x + 141$	194	3693	0	0	0	---	---	
$\alpha_2 = 0,0009$	142	214	175	$y = -0,2931x^2 + 9,266x + 142$	195	3570	0	0	0	---	---	
R = 25mm												
$\alpha_2 = 0,00064971$	145	205	198	$y = -0,1769x^2 + 6,7951x + 145$	193	2473	0	0	0	---	---	
$\alpha_2 = 0,00035$	143	178	178	$y = -0,0924x^2 + 3,8154x + 143$	172	913	0	0	0	---	---	
$\alpha_2 = 0,0009$	146	213	190	$y = -0,2535x^2 + 8,5756x + 146$	200	3185	0	0	0	---	---	
INSTANTE 2												
R = 0mm												
$\alpha_2 = 0,00064971$	0	0	0	---	---		374	308	450	$y = 0,4622x^2 - 11,333x + 374$	342	13844
$\alpha_2 = 0,00035$	0	0	0	---	---		373	300	445	$y = 0,4844x^2 - 12,133x + 373$	336	14546
$\alpha_2 = 0,0009$	0	0	0	---	---		378	319	465	$y = 0,4556x^2 - 10,767x + 378$	347	15669

Tabela 6.3 - Resumo dos resultados de pressão nos pontos de controle, valor de f_{med} calculado e resíduo para cada combinação de variáveis de projeto.

Somando-se os resíduos dos dois instantes de tempo para cada conjunto de dados, tem-se o valor final da função custo listado na Tabela 6.4. O diâmetro do furo na região do calcanhar do solado não possui influência nas pressões que ocorrem na região frontal do solado no instante 2. Conseqüentemente, não é necessário executar uma simulação do instante 2 variando o diâmetro do furo. O mesmo não ocorre com a variável de projeto α_2 pois, como o solado é composto por apenas um material, a alteração desta possui influência em ambos instantes de tempo. Caso estivesse-se simulando instantes de tempo em que o pé fica totalmente apoiado, seria necessário executar os cálculos de todas combinações de variáveis.

A variação do valor de α_2 não provocou uma alteração significativa no valor de pressão na região frontal do pé. O valor do resíduo das funções da parte frontal acabaram sendo quase constantes no cômputo da função custo, o que resultou no comportamento similar da função custo com os resultados apenas da região do calcanhar.

Este é um resultado interessante da presente análise, pois sugere que, para o critério de otimização empregado, a consideração do instante 1 somente seria suficiente para otimizar o solado para toda a passada.

Conjunto de dados	Função custo
R = 0mm	
$\alpha_2 = 0,00035$	4258737081
$\alpha_2 = 0,00064971$	4259520225
$\alpha_2 = 0,0009$	4669398889
R = 15mm	
$\alpha_2 = 0,00035$	296356225
$\alpha_2 = 0,00064971$	332843536
$\alpha_2 = 0,0009$	417793600
R = 20mm	
$\alpha_2 = 0,00035$	332661121
$\alpha_2 = 0,00064971$	306180004
$\alpha_2 = 0,0009$	370139121
R = 25mm	

$\alpha_2 = 0,00035$	238980681
$\alpha_2 = 0,00064971$	266244489
$\alpha_2 = 0,0009$	355473316

Tabela 6.4 - Listagem do valor da função custo para cada combinação de variáveis de projeto.

Como foram empregadas apenas duas variáveis de projeto, a topologia da função custo pode ser visualizada através da superfície de resposta correspondente. Esta está ilustrada nas figuras 6.17 e 6.18. Neste caso em particular, o ponto de ótimo pode ser obtido através de procedimentos numéricos simples ou até visualmente. Caso mais de duas variáveis fossem empregadas, um otimizador dedicado seria indispensável.

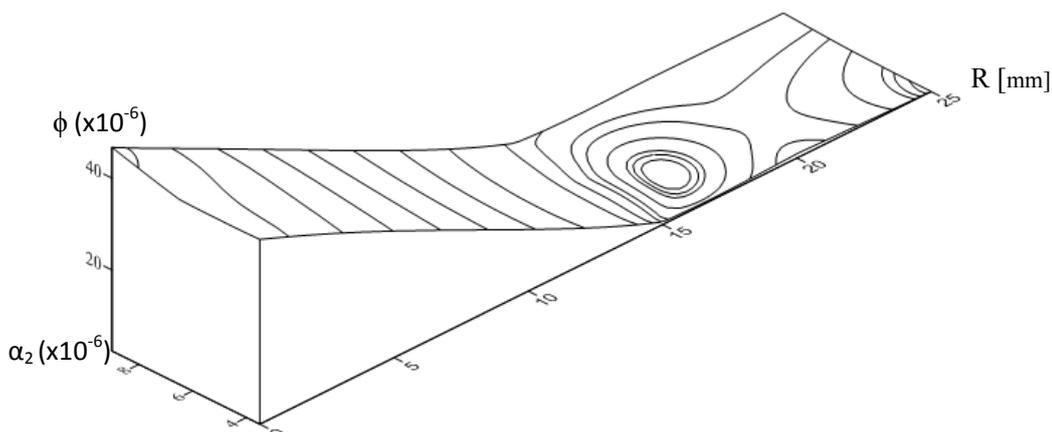


Figura 6.17 - Superfície gerada com linhas de níveis pela interpolação dos resultados da função custo em relação às duas variáveis de projeto.

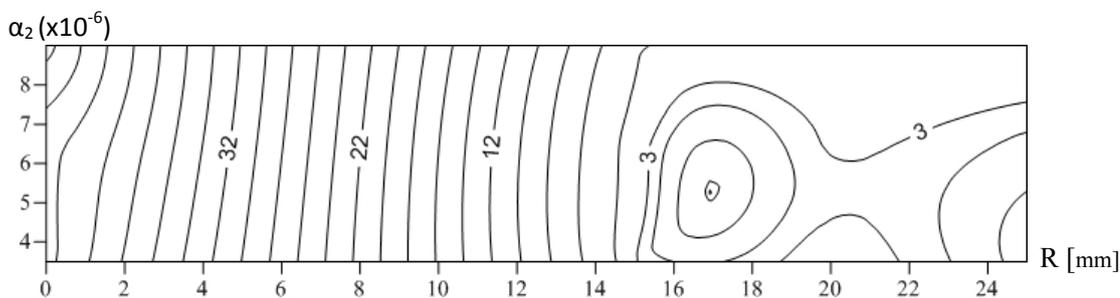


Figura 6.18 - Vista de topo da superfície gerada com linhas de níveis pela interpolação dos resultados da função custo em relação às duas variáveis de projeto.

Os resultados de pressão do solado e função custo para qualquer valor de α_2 quando $R=0\text{mm}$ estão em uma ordem de grandeza diferente dos pontos restantes, o que dificulta a visualização dos gradientes na região do gráfico onde R varia entre 15mm e 25mm. A Figura 6.19 exclui a região onde R varia entre 0 e 15.

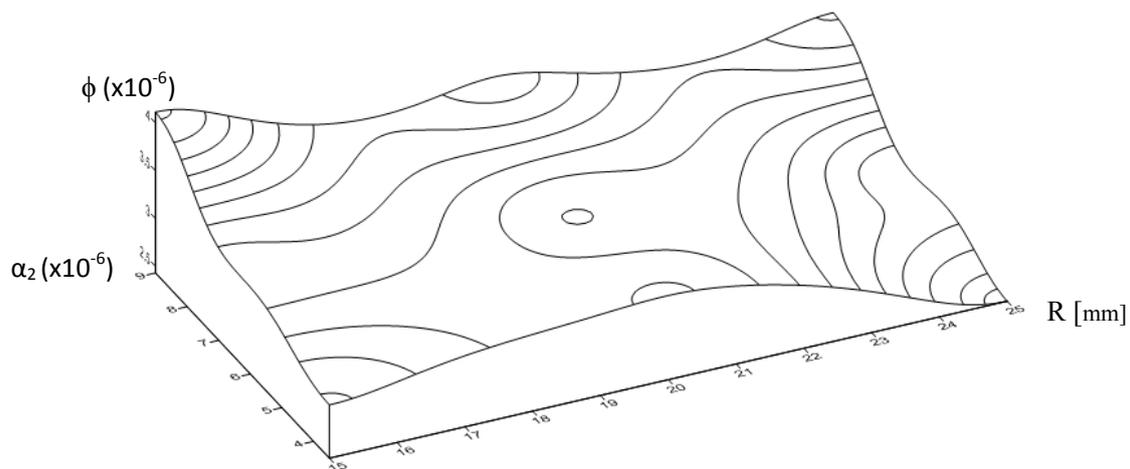


Figura 6.19 - Superfície gerada com linhas de níveis pela interpolação dos resultados da função custo excluindo o intervalo onde R varia de 0 a 15mm em relação às duas variáveis de projeto.

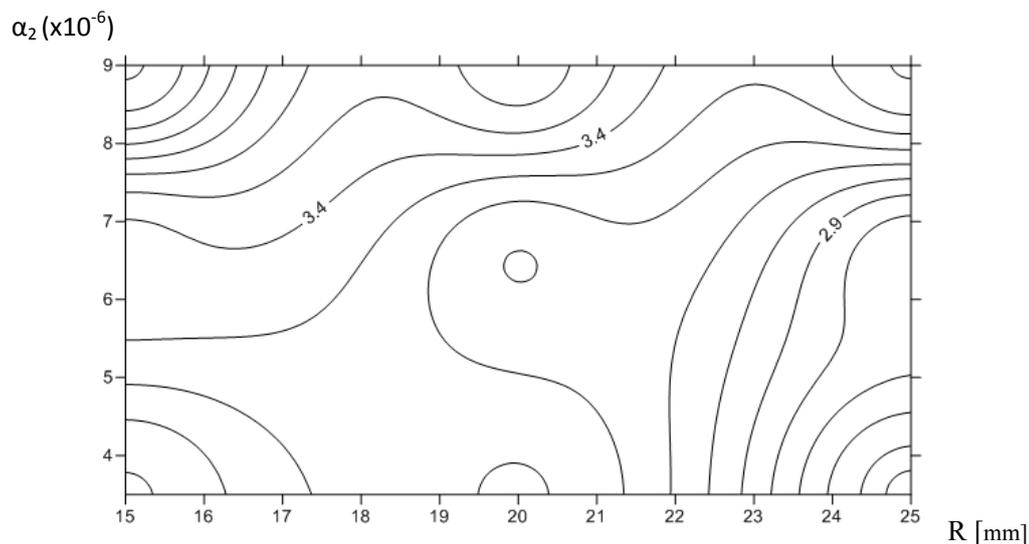


Figura 6.20 - Vista de topo da superfície gerada com linhas de níveis pela interpolação dos resultados da função custo excluindo o intervalo onde R varia de 0 a 15mm em relação às duas variáveis de projeto.

A interpolação dos pontos formando uma superfície permite a visualização de regiões onde o valor da função custo é menor. Os valores das variáveis de projeto nesse ponto são considerados os que melhor atendem os requisitos de projeto. Uma grande quantidade de pontos melhora a qualidade da interpolação.

O menor valor encontrado para a função custo é referente à configuração com $R=25\text{mm}$ e $\alpha_2 = 0,00035$. Não é possível identificar um valor de mínimo gerado pela interpolação mostrando que é possível que exista uma combinação de variáveis onde R é maior que 25mm e α_2 é menor que $0,00035$ que atenda melhor os requisitos de atenuação de picos de pressão. Um número maior de combinações de variáveis de projeto eliminaria o truncamento do gráfico em uma região de suporte mínimo.

As duas regiões de menor valor da função custo correspondem a pontos onde a curva de pressão no calcanhar apresenta um comportamento mais próximo do constante e com um valor mais baixo (Figura 6.12 e Figura 6.14), indicando que a formulação da função custo cumpre de maneira adequada o seu objetivo.

CAPÍTULO 7 - CONCLUSÕES

Este trabalho apresentou uma metodologia de projeto para solado de calçados baseada em simulações utilizando o método dos elementos finitos. Os procedimentos descrevem todas etapas seguidas, desde a coleta de dados experimentais para auxiliar a criação do modelo numérico e verificar os seus resultados, passando pela aquisição de imagens e seu processamento para geração de um modelo virtual até o cálculo dos níveis de pressão plantar e a alteração da geometria e material do solado utilizando a minimização de uma função custo.

Por ser um trabalho multidisciplinar, necessita da colaboração de diferentes empresas, laboratórios e pessoas. Sendo um trabalho acadêmico, surge a dificuldade em organizar a disponibilidade de equipamentos e corpo técnico de diferentes instituições, muitas vezes com custo baixo ou sem custo nenhum. Dentro de uma empresa, essa metodologia deve impor desafios semelhantes, que devem ser avaliados antes de se considerar sua implementação.

A etapa de coleta de dados experimentais, realizada no laboratório de biomecânica do IBTeC contou com o auxílio do corpo técnico do laboratório e de equipamentos avançados tecnologicamente, permitindo a medição de dados como distribuição de pressão plantar para verificação dos resultados da simulação, força de reação para executar a simulação e cinemática com medição de ângulos para auxiliar na geração do modelo virtual. Todas as medições contaram com taxas de aquisições altas e baixa incerteza. Como a proposta da metodologia é criar uma possibilidade de prototipagem apenas com modelos numéricos, é importante haver a definição de valores médios de força de reação com um número maior de curvas e utilizando um método diferente de média simples. A apresentação da distribuição de pressão plantar em formas de isolinhas ou com um número maior de sensores, diminuiria a discrepância entre os resultados experimentais e da simulação. Em relação ao posicionamento do pé com o calçado, uma segunda medição de ângulo pode auxiliar a definir a posição de cada corpo no modelo virtual em todos os eixos. A eliminação dessas incertezas, deve auxiliar a obtenção de resultados que possam ser considerados como um modelo padrão (indivíduo médio) e ainda definir modelos que representam nichos de populações, como idosos e obesos. A medição de grandezas como força de reação e pressão plantar é adequada ao procedimento pois suprimiram o modelo de elementos finitos com condições de contorno e verificaram seus resultados. O monitoramento das forças de corte seria complementar, porém os dispositivos para esse tipo de medição ainda não são difundidos como os

utilizados nesse trabalho. O comportamento do solado também pode ser verificado. A simulação é capaz de mostrar a deformação do calçado facilmente, mas a medição prática não é trivial pela complexidade da geometria dos solados e pelo comportamento não linear do material.

O calçado selecionado neste trabalho possui apenas um material na composição do seu solado e a obtenção das suas propriedades dependeu do fornecimento de amostras desse material pelo fabricante e do auxílio de equipamentos e corpo técnico do SENAI CETEPO. A caracterização da borracha foi realizada apenas com os resultados do ensaio de tração uniaxial pois os resultados dos outros ensaios realizados mostraram inconsistências originadas nos ensaios. Apesar disto, o ajuste do modelo de Ogden com os dados experimentais teve boa concordância e as previsões do modelo para os outros ensaios mostrou coerência. A disponibilidade de curvas experimentais de outros ensaios auxiliaria no comportamento do modelo especialmente sob compressão que é a situação que o calçado é mais solicitado. Se o material do solado for uma variável de projeto, aumenta a importância de um ajuste de boa qualidade. Vale salientar que durante o processo de minimização da função custo, as variáveis de projeto são parâmetros dos modelos do material. A alteração desses parâmetros modifica o comportamento das curvas tensão x deformação e ainda existe a necessidade de definir novas composições químicas que produzam um material com tal comportamento. Esta pode ser uma barreira que priorize a utilização de variáveis de projeto da geometria, no âmbito industrial.

A geração de uma geometria virtual demanda um estudo para definição da forma de pé a ser considerada como modelo e permite também o desenvolvimento de diversos modelos para grupos de pessoas com diferentes características. A aquisição de imagens utilizando tomografia computadorizada permitiu a geração de uma geometria CAD com bom nível de detalhamento e se mostra atualmente como uma das melhores opções. A distância de 0,5mm entre fatias pode ser diminuída com a utilização de tomógrafos mais recentes, mas não deve ter influência significativa nos resultados. Diversos artigos já citados utilizam valores próximos a 0,5mm com bons resultados. Assim como a medição experimental, a aquisição de imagens teve auxílio imprescindível do corpo técnico e equipamento da clínica SERDIL. As etapas necessárias para obter a forma final (aquisição de imagens, reconstrução 3D, limpeza do modelo, suavização do contorno) não são automatizadas e dependem de diferentes equipamentos e softwares. A qualidade de softwares comerciais para reconstrução 3D não impõem barreiras técnicas, porém ainda é escasso o número de pessoas que dominam sua utilização e o acesso a eles tem um custo muito elevado. Os materiais que compõem o

pé permitem que este assuma formatos muito distintos durante a pisada. Existe uma diferença significativa entre a geometria do pé sem estar deformado apoiado no chão e quando este está com suportando o peso do corpo. As aquisições de imagens consideram a primeira opção e conseqüentemente a simulação precisa realizar essa deformação para ter resultados adequados. Com a mudança da geometria, se espera uma mudança de propriedades dos materiais. O excesso de deformação imposta aos elementos foi uma das dificuldades encontradas durante as simulações. Tecidos moles se comportam diferente por carregamentos sofridos como tração e compressão e a definição das propriedades da parte mole do pé para diferentes situações de carga também dificultou a execução dos cálculos. Um estudo mais completo com a utilização de modelos de materiais mais complexos diminui essas fontes de incertezas.

A utilização de softwares CAD já é disseminada entre as empresas de projeto de calçado e a geração da geometria do solado não deve necessitar de procedimentos utilizados nesse trabalho como geração de nuvens de pontos através de scanner 3D, geração de modelo sólido a partir desta nuvem e ajuste de curvas e linhas para parametrização da geometria. Todos estes procedimentos demandam conhecimentos técnico e custo elevado no caso da utilização do scanner 3D, neste trabalho auxiliado pelo SENAI CETEMP. Entretanto, a geometria do solado tem sua forma bastante alterada durante a utilização e assim como no caso da geometria do pé, se tem disponível a geometria indeformada e a simulação deve realizar a acomodação adequada dos materiais. A aquisição das imagens do conjunto do pé com solado elimina os contratempos gerados pela acomodação dos contatos que são: aumento de tempo computacional e presença de singularidades nos resultados. Os métodos disponíveis para aquisição avaliados nesse trabalho não permitiam essa solução. Tomógrafos convencionais exigem que a pessoa permaneça em posição horizontal, impossibilitando a simulação da pisada durante o exame. Existem alguns equipamentos que fazem a digitalização do pé na posição vertical, mas estes não permitem a aquisição de imagens da parte óssea. Estes equipamentos fornecem apenas a forma externa da geometria.

A utilização do método dos elementos finitos para simulação é adequada pois, apesar do custo ainda elevado, diversos softwares comerciais podem ser encontrados. As não linearidades materiais e de contato e as deformações envolvidas na simulação geram dificuldades para a realização de um cálculo bem sucedido, entretanto o nível de desenvolvimento dos pacotes comerciais auxilia na superação destes obstáculos. Diversos modelos de materiais hiperelásticos e métodos de contato não-linear estão implementados nesses pacotes. O método dos elementos finitos

demanda, para esse problema, recursos computacionais que não são facilmente encontrados na indústria. A solução de modelos com uma malha de grande quantidade de nós e contato e materiais não lineares demandam velocidade de processamento e capacidade de armazenamento. O modelo de calçado utilizado neste trabalho possui uma geometria simples e mesmo assim o tempo de execução do cálculo foi um empecilho à utilização de um número maior de combinações de valores das variáveis de projeto. Pode-se observar calçados com geometrias bastante complexas no solado disponíveis no mercado, fato que eleva o grau de importância dos equipamentos usados para computar os resultados.

Os níveis de pressão na região do calcanhar no cálculo do primeiro instante de tempo mostraram coerência com as medições em laboratório. A maior diferença no nível de pressão foi encontrada em alguns pontos que puderam ser considerados singularidades pelo seu comportamento de valores altos concentrados em um nó e suscetível à alteração da malha. Para este caso, o valor máximo do modelo de elementos finitos foi de 500kPa enquanto as medições em laboratório mostram valores de no máximo 300kPa.

A distribuição de pressão plantar para a segundo instante de tempo também mostrou coerência com as medições em laboratório. Os níveis de pressão mostraram diferenças significativas em todas as regiões que não puderam ser resolvidas neste trabalho. A origem dessa diferença está, possivelmente, no comportamento dos materiais do pé e solado que é alterado com a mudança da forma do pé durante o impulso do segundo instante de tempo. O modelo numérico utilizado não permite deslocamento relativo entre os ossos do pé. Mesmo se utilizando de uma segunda aquisição de imagens para gerar uma geometria específica para o segundo instante de tempo, um modelo totalmente rígido não considera corretamente todas as forças internas ocorridas no pé e pode influenciar nos resultados de pressão. Os valores de pressão plantar da simulação são em média 150kPa acima dos valores medidos em laboratórios e indicam esse provável erro na montagem do modelo numérico para a segundo instante. Apesar de haver diferenças entre os resultados experimentais e da simulação, o modelo numérico gerado é considerado adequado para a montagem da metodologia de projeto.

A metodologia para definição de um valor mínimo de uma função custo é atrativa pela simplicidade dos procedimentos e deve ser considerada como opção para projetos práticos. Conforme já mencionado, um estudo completo deve considerar todos os pontos de pressão da superfície do solado e não apenas os três pontos utilizados neste trabalho gerando uma curva. A

alteração das variáveis de projeto baseados em uma função custo com apenas uma curva não garante que o objetivo de redução de picos de pressão seja alcançado em todo o solado. A redução em uma região pode acarretar o aumento em outra. As imagens da distribuição de pressão para as diversas combinações de valores de variáveis de projeto mostram que os níveis de pressão foram alterados nas regiões que não foram monitoradas.

A utilização de apenas duas variáveis de projeto permite a representação gráfica de uma superfície com os valores da função custo em relação às variáveis e conseqüentemente a identificação de uma região de valores mínimos da função custo, no entanto é de se esperar que projetos práticos tenham um número maior de variáveis. A utilização de algum procedimento para identificar o valor de mínimo de uma função custo com mais que duas variáveis de projeto é uma etapa para gerar um processo para uma otimização. A utilização de rotinas de otimização são eficientes mas possuem requisitos que dificultaram sua utilização neste trabalho. O modelo de elementos finitos deve ser estável com a alteração dos valores das variáveis de projeto e o tempo de execução de cada simulação não deve ser muito elevado pois a busca pelo mínimo da função custo pode demandar inúmeras iterações. Desta forma, o procedimento apresentado neste trabalho é uma alternativa eficiente e que elimina custos como o de softwares de otimização.

A simplicidade do problema deste trabalho permitiu a comparação entre as curvas geradas pelos pontos de pressão no solado e a função custo calculada. Os pontos de menor valor da função custo mostram combinações de variáveis de projeto que produzem curvas com picos de pressão atenuados e com baixos valores ($R=15$ e 25mm para $\alpha_2=0,00035$). A função custo utilizada não gerou novas combinações de variáveis de projeto que reduzissem os gradientes de pressão além dos casos já calculados, porém os resultados mostram que a minimização dela provoca a redução dos picos de pressão conforme o objetivo. Logo, é esperado que essa função também seja adequada ao se utilizar todos os valores nodais de pressão da palmilha. O pequeno número de pontos da função custo utilizados para gerar a superfície prejudica a interpolação dos resultados. Não se descarta a possibilidade de existência de valores mínimos da função custo para o intervalo utilizado neste trabalho para as variáveis de projeto. Entretanto, para verificar essa possibilidade, deve-se produzir mais pontos de função custo para o intervalo atual e também gerar novos pontos para valores maiores de R e menores de α_2).

A inconsistência entre valores de pressão plantar na região frontal medidos e simulados tem sua importância atenuada ao se utilizar o valor de f_{med} como objetivo. É importante notar que a distribuição de pressão entre resultados é similar.

Por fim, este trabalho envolve diversas áreas de pesquisa e conhecimento, dificultando se aprofundar em cada uma delas. O projeto de calçados tem um conhecimento existente muito grande e baseado em medições em laboratórios. Existem ainda outros fatores a serem considerados durante o projeto como a necessidade de fabricação de um calçado em diferentes tamanhos e a capacidade de cada indústria de lidar com a fabricação de geometrias complexas.

7.1 Sugestões para trabalhos futuros

- Desenvolvimento de um modelo de elementos finitos capaz de ser utilizado em diferentes situações, eliminando a necessidade de se gerar um modelo para cada caso e com um número menor de elementos. Incorporação de mais elementos construtivos no modelo numérico do calçado (carcaça, amarração, palmilhas, etc).
- Definição de cargas características que representem outras situações de uso necessárias no desenvolvimento de calçados com diferentes propósitos.
- Definição de propriedades de materiais que represente o tecido mole de maneira adequada em diversas situações de simulação.
- Teste da metodologia para função custo diferente.
- Definição de um tipo de medição a ser feita em laboratório que permita validar automaticamente o modelo inicial e também final de elementos finitos da otimização.
- Otimização topológica do solado em uma etapa anterior à otimização de forma.
- Consideração dos efeitos dinâmicos na pisada.
- Aplicação de outros tipos de função custo no processo de otimização.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Actis, R. L., Ventura, L. B., Lott, D. J., Smith, K. E., Commean, P. K., Hastings, M. K., and Mueller, M. J. 2008. "Multi-plug insole design to reduce peak plantar pressure on the diabetic foot during walking." **Med Biol Eng Comput**, 46, 363-371.
- Alkjaer, T., Simonsen, E. B., and Dyhre-Poulsen, P. 2001. "Comparison of inverse dynamics calculated by two- and three-dimensional models during walking." **Gait & Posture**, 13(2), 73-77.
- Arndt, A., Westblad, P., Ekenman, I., and Lundberg, A. 2003. "A comparison of external plantar loading and in vivo local metatarsal deformation wearing two different military boots." **Gait & Posture**, 18(2), 20-26.
- Asay, T., and Murakami, H. 2001. "Development And Evaluation Of A Finite Element Foot Model." **Proc. of the 5th Symp. on Footwear Biomechanics**, Zuerich / Switzerland, 10-11
- Balbinot, G., Palhano, R., Bohrer, R. C. D., Schch, C. C. P., Zaro, M.A. 2010. "Coeficiente de atrito utilizável e disponível durante a caminhada com calçado de segurança." Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. 1300 - 1303.
- Bandak, F. A., Tannous, R.E., Toridis, T. 2001. " On the development of an osseo-ligamentous finite element model of the human ankle joint". **International Journal of Solids and Structures**, 38, 1681±1697
- Begg, L., and Burns, J. 2008. "A comparison of insole materials on plantar pressure and comfort in the neuroischaemic diabetic foot." **Clinical Biomechanics**, 23(5), 710-711.

- Bus, S. A., van Deursen, R. W. M., Kanade, R. V., Wissink, M., Manning, E. A., van Baal, J. G., and Harding, K. G. 2009. "Plantar pressure relief in the diabetic foot using forefoot offloading shoes." **Gait & Posture**, 29(4), 618-622.
- Che, H., Nigg, B. M., and de Koning, J. 1994. "Relationship between plantar pressure distribution under the foot and insole comfort." **Clinical Biomechanics**, 9(6), 335-341.
- Chen, W. P., Ju, C. W., and Tang, F. T. 2003. "Effects of total contact insoles on the plantar stress redistribution: a finite element analysis." **Clinical Biomechanics**, 18(6), S17-S24.
- Chen, W. P., Lin, S., and Tang, F. T. 2007. "Dynamic Simulation and Experimental Validation of the Plantar Foot Pressure During Heel Strike." **ISB XXth Congress - ASB 29th Annual Meeting**, 358
- Chen, G., Schmutz, B., Epari, D., Rathnayaka, K., Ibrahim, S., Schuetz, M.A., Pearcy, M. J., 2010, "A new approach for assigning bone material properties from CT images into finite element models". **Journal of Biomechanics** 43, 1011–1015.
- Cheung, J. T., and Zhang, M. 2005. "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.
- Cheung, J. T., and Zhang, M. 2006. "Finite Element Modeling of the Human Foot and Footwear." **2006 ABAQUS Users' Conference**, 145-159
- Cobb, J., and Claremont, D. 2001. "An in-shoe laser Doppler sensor for assessing plantar blood flow in the diabetic foot." **Medical Engineering & Physics**, 23(6), 417-425.

- Dai, X. Q., Li, Y., Zhang, M., and Cheung, J. T. 2006. "Effect of sock on biomechanical responses of foot during walking." **Clinical Biomechanics**, 21(3), 314-321.
- Dixon, S. J., and Stiles, V. H. 2003. "Impact absorption of tennis shoe–surface combinations." **Sports Engineering**,(6), 1-10.
- Eils, E., Nolte, S., Tewes, M., Thorwesten, L., Volker, K., and Rosenbaum, D. 2002. "Modified pressure distribution patterns in walking following reduction of plantar sensation." **Journal of Biomechanics**, 35(10), 1307-1313.
- Elftman H . 1960. "The transverse tarsal joint and its control.", **Clinical Orthopaedics** 16, 41.
- Faivre, A., Dahan, M., Parratte, B., and Monnier, G. 2004. "Instrumented shoes for pathological gait assessment." **Mechanics Research Communications**, 31(5), 627-632.
- Fong, D. T., Chan, Y. Y., Hong, Y., Yung, P. S., Fung, K. Y., and Chan, K. M. 2008. "Estimating the complete ground reaction forces with pressure insoles in walking." **Journal of Biomechanics**, 41(11), 2597-2601.
- Giacalone, V. F., Armstrong, D. G., Ashry, H. R., Lavery, D. C., Harkless, L. B., and Lavery, L. A. 2001. "A quantitative assessment of healing sandals and postoperative shoes in offloading the neuropathic diabetic foot." **The Journal of Foot and Ankle Surgery**, 36(1), 28-30.
- Guldmond, N. A., Leffers, P., Sanders, A. P., Schaper, N. C., Nieman, F., and Walenkamp, G. H. I. M. 2007. "Daily-life activities and in-shoe forefoot plantar pressure in patients with diabetes." **Diabetes Research and Clinical Practice**, 77(2), 203-209.
- Hinz, P., Henningsen, A., Matthes, G., Jøger, B., Ekkernkamp, A., and Rosenbaum, D. 2008. "Analysis of pressure distribution below the metatarsals with different insoles in combat

boots of the German Army for prevention of march fractures." **Gait & Posture**, 27(3), 535-538.

HyperFit – Programa de calibração de modelos constitutivos para materiais hiperelásticos, Manual do usuário, Versão 2.12, Departamento de Eng. Mecânica, UFRGS, 2011.

Hosein, R., and Lord, M. 2000. "A study of in-shoe plantar shear in normals." **Clinical Biomechanics**, 15(1), 46-53.

IBTeC - www.ibtec.org.br

Jordan, C., and Bartlett, R. 1995. "Pressure distribution and perceived comfort in casual footwear." **Gait & Posture**, 3(4), 215-220.

Katz, J. L. 1981. "Mechanical Properties of Bone." **S.C.Cowin ASME**.

Kimura, H., Tsuchiya, K., Ishiguro, K., and Witte, H. 2006. "**Adaptative Motion of animals and Machines**." Springer.

Klette, R., and Tee, G. 2007. "**Understanding Human Motion: A Historic Review**." University of Auckland Publication.

Lei, R., David, H., and Laurence, K. 2006. "Computational Models to Synthesize Human Walking." **Journal of Bionic Engineering**, 3(3), 127-138.

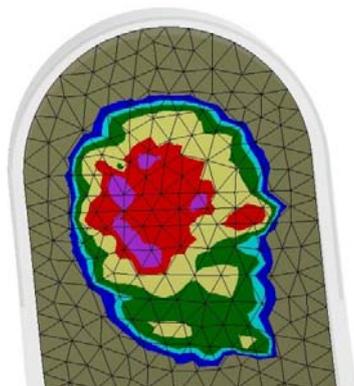
Levens A.S., Inman V.T., and Blosser J.A. 1948. "Transverse rotation of the segments of the lower extremity in locomotion". **J Bone Joint Surg** 30-A, 859.

- Lin, S. C., Chen, W. P., Yeh, C. W., Lin, J. H., and Tang, F. T. 2006. "Effect of different walking speed on plantar pressure during heel strike to mid-stance phase -- 3D dynamic finite element analysis." **Journal of Biomechanics**, 39(Supplement 1), S54.
- Lott, D. J., Hastings, M. K., Commean, P. K., Smith, K. E., and Mueller, M. J. 2007. "Effect of footwear and orthotic devices on stress reduction and soft tissue strain of the neuropathic foot." **Clinical Biomechanics**, 22(3), 352-359.
- Lu, Y. T., Zhu, H. X., Richmond, S., and Middleton, J. 2010. "A visco-hyperelastic model for skeletal muscle tissue under high strain rates." **Journal of Biomechanics** 43[13], 2629-2632.
- MacLean, C. L., Davis, I. S., and Hamill, J. 2009. "Influence of Running Shoe Midsole Composition and Custom Foot Orthotic Intervention on Lower Extremity Dynamics During Running." **Journal of Applied Biomechanics**, 25(1), 54-63.
- Marczak, R. J., Gheller, J., Hoss, L. **Caracterização de elastômeros para simulação numérica.** 2006
- Meng, Z. L., Yuan, W. X., and Kang, Y. S. 2007. "Plantar Pressure Distribution During Barefoot And Shod Race Walking." **Journal of Biomechanics**, 40(Supplement 2), S534.
- Nigg, B., Hintzen, S., and Ferber, R. 2006. "Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics." **Clinical Biomechanics**, 21(1), 82-88.
- Pandorf, Th., and Weichert, D. 2002. "Material model of human bone including damage and self-healing." **12th International Conference Onmechanics Inmedicine And Biology.**

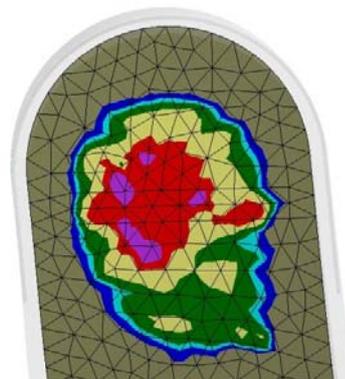
- Paton, J., Bruce, G., Jones, R., and Stenhouse, E. 2011. "Effectiveness of insoles used for the prevention of ulceration in the neuropathic diabetic foot: a systematic review." **Journal of Diabetes and its Complications** 25[1], 52-62.
- Rajput, B., and Abboud, R. J. 2004. "Common ignorance, major problem: the role of footwear in plantar fasciitis." **The Foot**, 14(4), 214-218.
- Rose J., and Gamble J. **Marcha Humana**. 1998.
- Ruperez, M. J., Monserret, C., and Alcaniz, M. 2008. "Simulation of the deformation of materials in shoe uppers in gait. Force distribution using finite elements." **Int J Interact Des Manuf**, 2, 59-68.
- Saunders JB, Inman V.T., and Eberhart HD . 1953. "The major determinants in normal and pathological gait." **J Bone Joint Surg** 35-A, 543.
- SENAI - www.senairs.org.br
- SERDIL - www.serdil.com.br
- Stewart, L., Gibson, J. N. A., and Thomson, C. E. 2007. "In-shoe pressure distribution in "unstable" (MBT) shoes and flat-bottomed training shoes: A comparative study." **Gait & Posture**, 25(4), 648-651.
- Wiegerinck, J. I., Boyd, J., Yoder, J. C., Abbey, A. N., Nunley, J. A., and Queen, R. M. 2009. "Differences in plantar loading between training shoes and racing flats at a self-selected running speed." **Gait & Posture**, 29(3), 514-519.

- Yarnitzky, G., Yizhar, Z., and Gefen, A. 2006. "Real-time subject-specific monitoring of internal deformations and stresses in the soft tissues of the foot: A new approach in gait analysis." **Journal of Biomechanics**, 39(14), 2673-2689.
- Yavuz, M., Botek, G., and Davis, B. L. 2007. "Plantar shear stress distributions: Comparing actual and predicted frictional forces at the foot-ground interface." **Journal of Biomechanics**, 40(13), 3045-3049.
- Yung-Hui, L., and Wei-Hsien, H. 2005. "Effects of shoe inserts and heel height on foot pressure, impact force, and perceived comfort during walking." **Applied Ergonomics**, 36(3), 355-362.
- Zou, D., Sinacore, D. R., Bohnert, K. L., and Mueller, M. J. 2008. "Estimating subsurface shear stress in the neuropathic foot from plantar pressure distribution." *Clinical Biomechanics*, 23(5), 696-697.

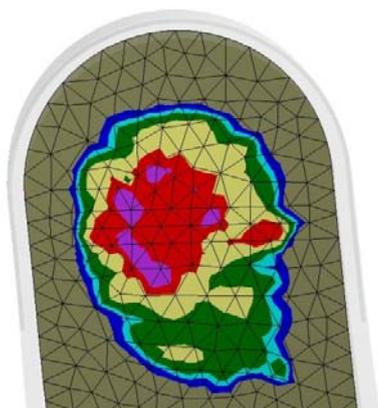
APÊNDICE A - Distribuição de pressão plantar para diversas combinações de variáveis
INSTANTE 1 - COMBINAÇÕES DE VARIÁVEIS DE PROJETO



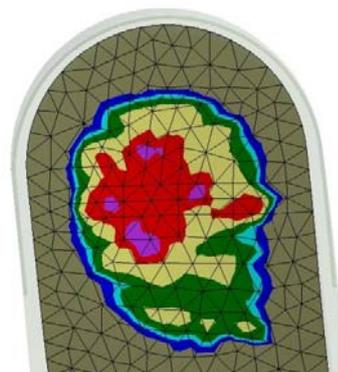
R=0 - $\alpha_2=0,00064971$



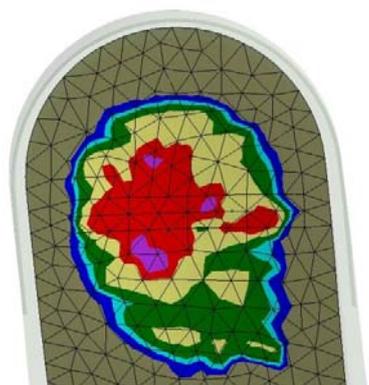
R=0 - $\alpha_2=0,00035$



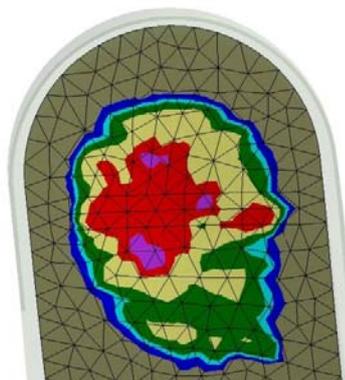
R=0 - $\alpha_2=0,0009$



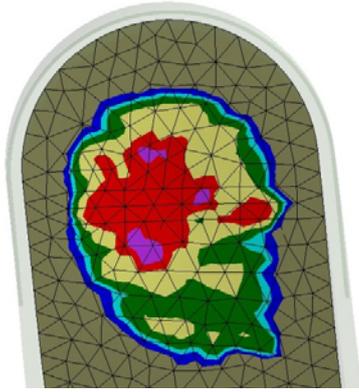
R=15 - $\alpha_2=0,00064971$



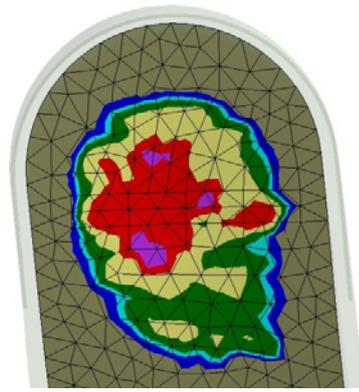
R=15 - $\alpha_2=0,00035$



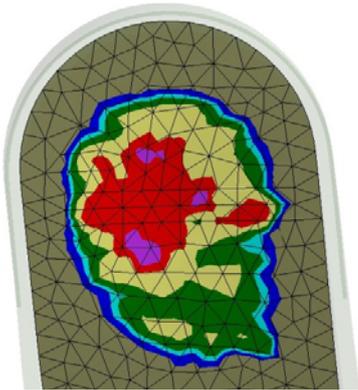
R=15 - $\alpha_2=0,0009$



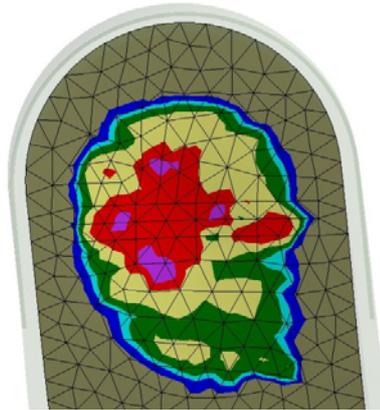
R=20 - $\alpha_2=0,00064971$



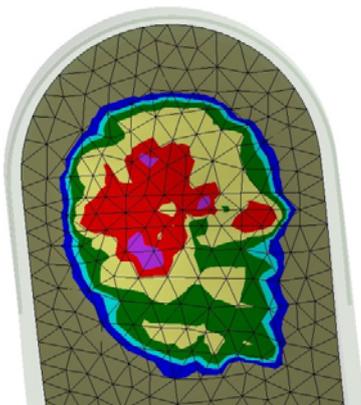
R=20 - $\alpha_2=0,00035$



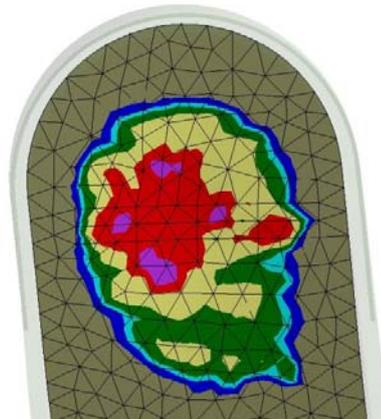
R=20 - $\alpha_2=0,0009$



R=25 - $\alpha_2=0,00064971$

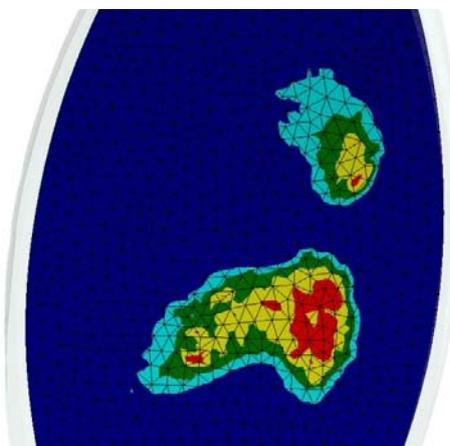


R=25 - $\alpha_2=0,00035$

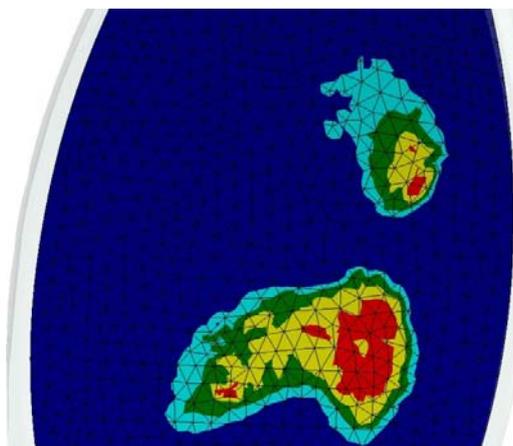


R=25 - $\alpha_2=0,0009$

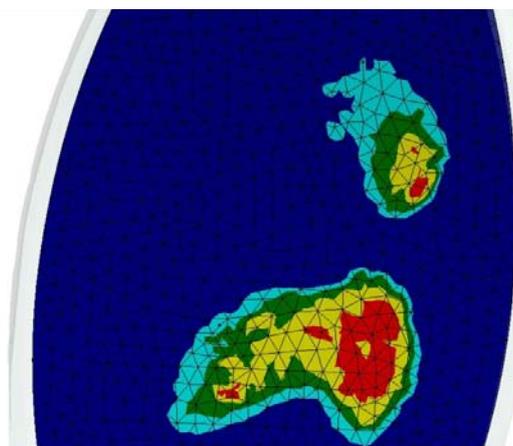
INSTANTE 2 - COMBINAÇÕES DE VARIÁVEIS DE PROJETO



R=0 - $\alpha_2=0,00064971$



R=0 - $\alpha_2=0,00035$



R=0 - $\alpha_2=0,0009$